

**Belastungsmuster und habituelle Aktivitäten der klassischen Maya von
Xcambó und der altbairischen Population von Barbing-Kreuzhof –
Untersuchung histologischer, biomechanischer und makromorphologischer
Belastungsmerkmale am Langknochen**

dem Fachbereich III (Informations- und Kommunikationswissenschaften)
der Universität Hildesheim vorgelegt zur Erlangung des Grades

**eines Doktors der Naturwissenschaften
(Dr. rer. nat.)**

von
Isabel Sora Wanner
aus Friedrichshafen

2007

Gutachterinnen/Gutachter:

Prof. Dr. Horst Kierdorf

Prof. Dr. Dr. Michael Schultz

Prof. Dr. Klaus-Jürgen Förster

Dr. Vera Tiesler Blos

Tag der mündlichen Prüfung: 19.9.2007

Vorsitzende/Vorsitzender der Prüfungskommission: Prof. Dr. Horst Kierdorf

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	1
1.1. Allgemeine Einführung in die Thematik.....	1
1.2. Grundlagen	2
1.2.1. Bau und Funktion von Knochen.....	2
1.2.1.1. Aufbau der Langknochen	2
1.2.1.2. Knochenstrukturtypen und Knochensubstanz	3
1.2.1.3. Knochenzellen.....	4
1.2.1.4. Histomorphologie der Compacta	5
1.2.2. Entwicklung, Wachstum und Erhalt der Langknochen.....	7
1.2.2.1. Wachstum und Ausbau.....	7
1.2.2.2. Umbau	9
1.2.3. Einfluss der mechanischen Belastung auf die Knochenstruktur	11
1.2.3.1. Abhängigkeit der Aktivierung von Knochenaus- und Knochenumbauprozessen von der mechanischen Spannung	11
1.2.3.2. Informationsverarbeitung durch die Knochenzellen	14
1.2.4. Nicht-mechanische Faktoren mit Einfluss auf die Langknochenstruktur	16
1.3. Zielsetzung der Arbeit	20
2. MATERIAL	25
2.1. Archäologische Hintergrundinformationen und habituelle Tätigkeiten	25
2.1.1. Xcambó	25
2.1.2. Barbing	29
2.2. Charakterisierung der Stichproben	32
3. METHODEN	36
3.1. Materialbearbeitung und Datenerhebung	36
3.1.1. Invasive Materialbearbeitung	36
3.1.2. Computertomographie.....	37
3.2. Mikroskopische Methoden	37
3.3. Computergestützte, biomechanische Analyse.....	38
3.3.1. Untersuchungsvariablen	38
3.3.2. Standardisierung.....	42
3.3.2.1. Rekonstruktion der Körperhöhe	43
3.3.2.2. Rekonstruktion des Körpergewichts	45
3.4. Untersuchung makromorphologischer Formtypen der Femurdiaphyse.....	47
3.5. Befundung enthesiopathischer Veränderungen	50
3.6. Statistische Methoden	52

3.6.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse der biomechanischen Analyse	52
3.6.2. Statistische Auswertung der enthesiopathischen Veränderungen	53
3.6.3. Berechnung der Differenz zwischen den durch osteometrische Messungen und den durch computergestützte Analysen ermittelten Formvariablen	53
4. ERGEBNISSE UND BEFUNDE.....	55
4.1. Mikrostrukturelle Merkmale	55
4.2. Computergestützte, biomechanische Analyse.....	60
4.2.1. Populationsvergleich Xcambó – Barbing	60
4.2.1.1. Humerus	60
4.2.1.2. Femur	67
4.2.2. Veränderungen in Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche.....	76
4.2.2.1. Humerus	77
4.2.2.2. Femur	84
4.3. Differenz zwischen den durch osteometrische Messungen und den durch computergestützte Analysen ermittelten Formvariablen	91
4.4. Häufigkeit der makromorphologischen Formtypen der Femurdiaphysenquerschnitte	93
4.5. Enthesiopathien	94
4.5.1. Populationsvergleich Xcambó – Barbing	94
4.5.1.1. Obere Extremität	94
4.5.1.2. Untere Extremität	100
4.5.2. Veränderungen in Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche.....	108
4.5.2.1. Obere Extremität	108
4.5.2.2. Untere Extremität	111
5. DISKUSSION	118
5.1. Mikrostrukturelle Besonderheiten im Humerus- und Femurquerschliff und deren Zusammenhang mit der Mechanik des Knochens	118
5.1.1. Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur	118
5.1.2. Tangentiallamellen	122
5.1.3. „Endostale Tangentiallamellenbuchten“	123
5.2. Kritische Auseinandersetzung mit morphometrischen Methoden zur Analyse der histologischen Strukturebene der funktionellen Anpassung.....	129
5.3. Methodische Anmerkungen zur computergestützten, biomechanischen Analyse	132
5.3.1. Nicht-invasive und invasive Datenerhebung im Vergleich.....	132
5.3.2. Kritische Betrachtung der methodischen Leistungen der computergestützten, biomechanischen Analyse – Modellhaftigkeit der Übertragung der Balkentheorie auf den Knochenschaft.....	135
5.4. Zur Notwendigkeit der computergestützten Analyse – Vergleich mit osteometrischen Messungen.....	137

5.5. Welche physischen Aktivitäten sind knochen ausbau- oder knochen umbau induzierend? – Möglichkeiten und Grenzen einer bioarchäologischen Interpretation	138
5.6. Physisches Belastungsmuster der oberen Extremität und habituelle Aktivitäten	142
5.6.1. Robustizität, generelle Biegebelastung und Sexualdimorphismus	142
5.6.2. Formvariabilität des Humerus	143
5.6.2.1. I_{\max} , I_{\min} und ihre mechanische Aussagekraft an der Humerusschaftmitte	143
5.6.2.2. Formvariabilität und generelles Belastungsmuster des Humerus	144
5.6.2.3. Zusammenhang zwischen dem Beanspruchungsgrad einzelner Muskeln und der Entwicklung der Diaphysenform	145
5.6.3. Die populationsspezifischen Belastungsmuster und habituelle Aktivitäten	149
5.6.4. Möglicher Einfluss durch nicht-mechanische Faktoren auf die Knochenstruktur	153
5.6.5. Seitendifferenzen am Humerus	159
5.6.6. Zur Interpretation enthesiopathischer Veränderungen und der Vergleichbarkeit biomechanischer und enthesiopathischer Belastungsmuster	161
5.7. Physisches Belastungsmuster der unteren Extremität und habituelle Aktivitäten	163
5.7.1. I_{\max} , I_{\min} und ihre mechanische Aussagekraft an der Femurschaftmitte	163
5.7.2. Generelles physisches Belastungsmuster des Femurs während der Lokomotion	164
5.7.3. Robustizität und generelle Biegebelastbarkeit	167
5.7.4. Formvariabilität und Mobilität	167
5.7.4.1. Anterio-posteriore Biegegrigidität als „Mobilitätsindex“ und die Funktion Xcambós in der klassischen Epoche	167
5.7.4.2. Über eine mögliche Korrelation der Höhe des Sexualdimorphismus des „Mobilitätsindex“ mit der Wirtschaftsweise	172
5.7.4.3. Zusammenhang zwischen der Formvariabilität der Femurdiaphyse und der Beanspruchung spezifischer Muskelgruppen	174
5.7.5. Mögliche Ursachen für die Entstehung der makromorphologischen Formtypen der Femurquerschnitte	177
5.7.6. Seitendifferenzen am Femur	179
5.7.7. Enthesiopathische Veränderungen und spezifische Aktivitäten	181
5.8. Sexualdimorphismus und geschlechtsspezifische Arbeitsteilung	183
5.9. Bioarchäologische Interpretation der Veränderungen in Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche	183
5.9.1. Robustizität von Humerus und Femur	184
5.9.2. Veränderungen der Diaphysenform von Humerus und Femur	186
5.9.3. Die Rolle nicht-mechanischer Einflussfaktoren beim Intra-Populationsvergleich	188
6. KURZDARSTELLUNG DER ERGEBNISSE UND SCHLUSSFOLGERUNGEN	189
7. ZUSAMMENFASSUNG	196
ANHANG	199
LITERATURVERZEICHNIS	204

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schema der Compacta einer Langknochendiaphyse	5
Abbildung 2: Skizzendarstellung der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ in einem Diaphysenquerschnitt des Humerus.	7
Abbildung 3: Skizzierung der unterschiedlichen Knochenzellreaktionen bei verschiedenen Spannungsgraden nach Frosts „Mechanostat“.	13
Abbildung 4: Querschnitt der Schaftmitte eines Femurs mit Trägheitsmomenten.	39
Abbildung 5: Femurformtypen I-IV	48
Abbildung 6: <i>Poiriers Facie</i> mit Schweregrad 6	52
Abbildung 7: Humerusquerschliffe mit histologischer Kartierung.	57
Abbildung 8: Femoraquerschliffe mit histologischer Kartierung.	59
Abbildung 9: Compactafläche (CA) der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen.	60
Abbildung 10: Generelles Biegemoment (J) der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen.	61
Abbildung 11: Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment (I_{\max}/I_{\min}) an der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Männer und Frauen von Xcambó und Barbinger.	62
Abbildung 12: Prozentualer Sexualdimorphismus der Compactafläche (CA) und des generellen Biegemoments (J) der Xcambóer und Barbinger Humeri.	62
Abbildung 13: Prozentualer Sexualdimorphismus der Compactafläche (CA) und des generellen Biegemoments (J) der Xcambóer und Barbinger Femora.	67
Abbildung 14: Verhältnis von antero-posteriorem zu medio-lateralem Trägheitsmoment des Knochenschafts (I_x/I_y) an der Schaftmitte des rechten und linken Femurs der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen.	68
Abbildung 15: Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment (I_{\max}/I_{\min}) an der Schaftmitte des rechten und linken Femurs der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen.	68
Abbildung 16: Prozentualer Sexualdimorphismus von I_x/I_y und I_{\max}/I_{\min} der Xcambóer und Barbinger Femora.	69
Abbildung 17: Compactafläche (CA) der Schaftmitte des rechten und linken Femurs der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen.	70
Abbildung 18: Generelles Biegemoment (J) der Schaftmitte des rechten und linken Femurs der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen.	70
Abbildung 19: Compactafläche (CA) des rechten und linken Humerus der Xcambóer Männer und Frauen in der frühen und späten klassischen Epoche	77
Abbildung 20: Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment (I_{\max}/I_{\min}) der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Xcambóer Männer und Frauen in der frühen und späten klassischen Epoche	78
Abbildung 21: Generelles Biegemoment (J) der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Xcambóer in der frühen und späten klassischen Epoche	79
Abbildung 22: Prozentualer Sexualdimorphismus von CA, J und I_{\max}/I_{\min} am Humerus der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und späten Klassikum.	81
Abbildung 23: Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment (I_{\max}/I_{\min}) an der Schaftmitte des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und im späten Klassikum	85
Abbildung 24: Verhältnis von antero-posteriorem zu medio-lateralem Trägheitsmoment (I_x/I_y) an der Schaftmitte des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und späten Klassikum	85
Abbildung 25: Generelles Biegemoment (J) der Schaftmitte des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und im späten Klassikum	86
Abbildung 26: Compactafläche (CA) der Schaftmitte des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und im späten Klassikum.	87
Abbildung 27: Prozentualer Sexualdimorphismus von I_x/I_y , I_{\max}/I_{\min} , CA und J der Femora der Xcambóer im frühen und späten Klassikum.	88
Abbildung 28: Mittelwerte und Streuung der durch externe Messungen ermittelten Schaftformindizes und der durch das computergestützte Verfahren ermittelten Formvariablen für die Xcambóer und Barbinger Femora und Humeri.	92
Abbildung 29: Ansammlung von auf transversaler Ebene verlaufenden Gefäßkanälen mit „federartiger“ Kollagenstruktur im Humerus.	121
Abbildung 30: Detailaufnahme von auf transversaler Ebene verlaufenden Gefäßkanälen mit „federartiger“ Kollagenstruktur im Humerus.	121
Abbildung 31: „Endostale Tangentiallamellenbucht“ in einem Humerusquerschliff.	125
Abbildung 32: „Endostale Tangentiallamellenbucht“ in einem Femurquerschliff	125

Abbildung 33: Compactaabschnitt mit Tangentiallamellen, stärker umgebauten Regionen und „endostalen Tangentiallamellenbuchten“	126
Abbildung 34: Graphische Darstellung des Zusammenhangs zwischen der Lage der größten medio-lateralen Ausdehnung des Schaftquerschnitts und der Lage der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ an zwei Beispielen.	127
Abbildung 35: Schematische Darstellung eines Compactaquerschnitts ohne und mit „endostaler Tangentiallamellenbucht“	131
Abbildung 36: Schematische Darstellung zweier Compactaquerschnitte mit „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ und Zählspuren.	131
Abbildung 37: Herausgesägter, eingebetteter und eingescannter Femurquerschliff und CT-Bild eines Femurquerschnitts im Vergleich.....	134
Abbildung 38: Lage von I_{\max} im Humerusquerschnitt ausgewählter rechter Humeri.	143
Abbildung 39: Lage von I_{\max} im Femurquerschnitt zweier Xcambóer Individuen.	163
Abbildung 40: Lage von I_{\max} im Femurquerschnitt eines Barbinger Individuums.....	163
Abbildung 41: Die Größe des Anteversionswinkels des Femurs bei den Individuen von Barbing entsprechend den vier Formtypen des Femurs.	179

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Hormone und deren Wirkung auf die Knochenstruktur	17
Tabelle 2: Zytokine und Wachstumsfaktoren und deren Wirkung auf die Knochenstruktur	19
Tabelle 3: Individuenzahl (nach Geschlecht) und Altersverteilung der Xcambóer und Barbinger Stichprobe.....	34
Tabelle 4: Individuenzahl (nach Geschlecht) und Altersverteilung der Xcambóer und Barbinger Stichprobe für die biomechanische Analyse	34
Tabelle 5: Untersuchungsvariablen der biomechanischen Analyse, Teil 1	41
Tabelle 6: Untersuchungsvariablen der biomechanischen Analyse, Teil 2	41
Tabelle 7: Populationsdifferenz der Humerus- und der Femurlängen (in mm) der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen (Mann-Whitney-U-Test).....	44
Tabelle 8: Minimale, maximale und durchschnittliche Körperhöhe der Xcambóer und Barbinger in cm.....	45
Tabelle 9: Populationsdifferenz des rekonstruierten Körpergewichts (in kg) der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen (Mann-Whitney-U-Test).....	46
Tabelle 10: Beschreibung der vier makromorphologischen Femurformtypen.....	49
Tabelle 11: Geschlechtsdifferenz (prozentualer Sexualdimorphismus und T-Test) der biomechanischen Variablen am Humerus der Männer und Frauen von Xcambó	63
Tabelle 12: Geschlechtsdifferenz (prozentualer Sexualdimorphismus und T-Test) der biomechanischen Variablen am Humerus der Männer und Frauen von Barbing	64
Tabelle 13: Statistische Signifikanz der Populationsdifferenz von CA, I_{\max}/I_{\min} und J des Humerus der beiden Stichproben männlicher Individuen (Xcambó und Barbing) (Mann-Whitney-U-Test).....	65
Tabelle 14: Statistische Signifikanz der Populationsdifferenz von CA, I_{\max}/I_{\min} und J des Humerus der beiden Stichproben weiblicher Individuen (Xcambó und Barbing) (Mann-Whitney-U-Test).....	65
Tabelle 15: Bilaterale Asymmetrie der biomechanischen Variablen des Humerus der Männer und Frauen von Xcambó (T-Test)	67
Tabelle 16: Bilaterale Asymmetrie der biomechanischen Variablen des Humerus der Männer und Frauen von Barbing (T-Test).....	68
Tabelle 17: Statistische Signifikanz der bilateralen Asymmetrie der biomechanischen Variablen des Femurs der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen (T-Test)	71
Tabelle 18: Statistische Signifikanz der Populationsdifferenz Xcambó – Barbing der biomechanischen Variablen der Femora von Männern und Frauen (Mann-Whitney-U-Test)	72
Tabelle 19: Sexualdimorphismus der biomechanischen Variablen des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó (T-Test und prozentualer Sexualdimorphismus)	74
Tabelle 20: Sexualdimorphismus der biomechanischen Variablen des Femurs von Männern und Frauen von Barbing (T-Test und prozentualer Sexualdimorphismus)	75
Tabelle 21: Differenz der maximalen Knochenlängen von Humerus und Femur und des rekonstruierten Körpergewichts der Xcambóer zwischen den Stichproben der frühen und der späten klassischen Epoche (T-Test).....	76
Tabelle 22: Veränderung am Humerus der Xcambóer Männer und Frauen in Verlauf der klassischen Epoche (T-Test).....	79
Tabelle 23: Bilaterale Asymmetrie der biomechanischen Variablen des Humerus der Xcambóer Männer und Frauen im frühen Klassikum (T-Test)	82
Tabelle 24: Bilaterale Asymmetrie des Humerus der Xcambóer Männer und Frauen im späten Klassikum (T-Test).....	83
Tabelle 25: Statistische Signifikanz der Differenzen zwischen den Mittelwerten der biomechanischen Variablen des Femurs der frühen und der späten klassischen Epoche (Xcambóer Männer und Frauen) (T-Test).....	84
Tabelle 26: Sexualdimorphismus der biomechanischen Variablen des Femurs der Xcambóer Männer und Frauen im frühen Klassikum (T-Test und prozentualer Sexualdimorphismus)	89
Tabelle 27: Sexualdimorphismus der biomechanischen Variablen des Femurs der Xcambóer Männer und Frauen im späten Klassikum (T-Test und prozentualer Sexualdimorphismus)	90
Tabelle 28: Gerichteter und prozentualer Fehler zwischen den durch externe Maße ermittelten Formvariablen und den durch das computergestützte Verfahren ermittelten Formvariablen	91
Tabelle 29: Prozentuale Häufigkeit der Femurformtypen I - IV in der Xcambóer und der Barbinger Stichprobe	93
Tabelle 30: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen und Seitendifferenz an der oberen Extremität der Männer und Frauen von Xcambó.	104
Tabelle 31: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen und Seitendifferenz an der unteren Extremität der Männer und Frauen von Xcambó.	105
Tabelle 32: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen und Seitendifferenzen an der oberen Extremität der Männer und Frauen von Barbing	106

Tabelle 33: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen und Seitendifferenzen an der unteren Extremität der Männer und Frauen von Barbing	107
Tabelle 34: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der oberen Extremität der Männer von Xcambó (frühes Klassikum und spätes Klassikum)	114
Tabelle 35: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der unteren Extremität der Männer von Xcambó (frühes Klassikum und spätes Klassikum)	115
Tabelle 36: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der oberen Extremität der Frauen von Xcambó (frühes Klassikum und spätes Klassikum)	116
Tabelle 37: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der unteren Extremität der Frauen von Xcambó (frühes Klassikum und spätes Klassikum)	117
Tabelle 38: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität der Männer von Xcambó	146
Tabelle 39: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität der Frauen von Xcambó	147
Tabelle 40: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität der Männer von Barbing.....	148
Tabelle 41: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität der Frauen von Barbing	148
Tabelle 42: I_x/I_y - Populationsvergleich	170
Tabelle 43: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der unteren Extremität der Männer von Xcambó	175
Tabelle 44: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der unteren Extremität der Frauen von Xcambó	175
Tabelle 45: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der unteren Extremität der Männer von Barbing	176
Tabelle 46: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der unteren Extremität der Frauen von Barbing.....	176

1. EINLEITUNG

1.1. Allgemeine Einführung in die Thematik

Viele einflussreiche Philosophen, Künstler und Naturwissenschaftler haben sich bereits in der Vergangenheit mit der Anatomie der Lebewesen sowie dem Zusammenhang von Form und Funktion am Skelet befasst – dazu zählen unter anderem Persönlichkeiten wie Aristoteles (384-322 v.Chr.), Leonardo da Vinci (1452-1519) und Galileo Galilei (1564-1642). Die Abkehr vom Glauben an die Unveränderbarkeit der Arten und der Durchbruch von Darwins Evolutionstheorie als modernes Paradigma eröffneten im 19. Jahrhundert neue Wege zur Erforschung der zwischen- und innerartlichen Variabilität. Zu dieser Zeit beschäftigten sich Wilhelm Roux (1850-1924) und Julius Wolff (1836-1902) mit der funktionellen Anpassungsfähigkeit von Knochen. Roux (1895) prägte den Begriff der „Entwicklungsmechanik“, mit dem er die Einflusskraft physikalischer Kräfte auf die funktionelle Anpassung beschrieb. Fast zur gleichen Zeit veröffentlichte Wolff (1892) seine Abhandlungen über das „Gesetz der Transformation der Knochen“. In diesem beschrieb er wörtlich, dass sich

„im Gefolge primärer Abänderungen der Form und Inanspruchnahme oder auch bloß der Inanspruchnahme der Knochen bestimmte, nach mathematischen Regeln eintretende Umwandlungen der inneren Architektur und ebenso bestimmte, denselben mathematischen Regeln folgende sekundäre Umwandlungen der äußeren Form der betreffenden Knochen vollziehen“ (Wolff, 1892, S. 16).

Heute wird dieses „Gesetz“ als Universalbegriff vieler Mechanismen und Beobachtungen im Zusammenhang mit der funktionellen Anpassung eingesetzt, obwohl Wolff im Grunde ein falsches Versprechen machte. Die gesamte Komplexität der funktionellen Anpassung kann anhand mathematischer Regeln nicht erfasst werden. Grund dafür ist unter anderem die multifaktorielle Beeinflussung der strukturellen Entwicklung eines Knochens (Bonucci 2000; Cowin 2001b; Pauwels 1965). Folgerichtig postulieren einige Autoren heute, lieber den allgemeineren Begriff „funktionelle Anpassung“ oder auch „Rouxs Gesetz“ anzuwenden (Ruff, Holt & Trinkaus 2006), denn Rouxs Beschreibungen beinhalteten bereits die zwei wichtigsten, bis heute unumstößlichen und grundlegenden Prinzipien der funktionellen Anpassung, die folgendermaßen lauten: erstens, Organismen besitzen die Fähigkeit ihre Struktur an sich verändernde Lebensumstände anzupassen und zweitens, Knochenzellen sind in der Lage, auf lokale, mechanische Krafteinflüsse zu reagieren.

Ziel dieser Arbeit ist die Erstellung eines physischen Belastungsmusters für die klassische Mayapopulation von Xcambó aus der Zeit zwischen 350 und 700 n.Chr. sowie die germanische Population von Barbing-Kreuzhof aus der Zeit zwischen 400 und 500 bis maximal 600 n.Chr. unter Berücksichtigung histologischer, biomechanischer und makromorphologischer Merkmale der funktionellen Anpassung. Über die Belastungsmerkmale eines Langknochens wird auf die „Anpassungsgeschichte“ des Knochens rückgeschlossen. Die „Anpassungsgeschichte“ wiederum ist Ausdruck seiner „Belastungsgeschichte“. Die aus den Ergebnissen dieser Arbeit hervorgehenden physischen Belastungsmuster werden dementsprechend humanökologisch interpretiert, das heißt es sollen Zusammenhänge zwischen der körperlichen Belastung und den vermuteten habituellen Aktivitätsmustern der beiden untersuchten Populationen diskutiert werden.

Um in die Thematik der funktionellen Anpassung einzuführen, werden in den folgenden Kapiteln zunächst einige Grundlagen zur strukturellen Anatomie der Langknochen und deren Entwicklung dargestellt.

1.2. Grundlagen

1.2.1. Bau und Funktion von Knochen

1.2.1.1. Aufbau der Langknochen

Die röhrenförmigen Langknochen lassen sich schematisch einteilen in den langen Schaft, der als Diaphyse bezeichnet wird, die breiteren Knochenenden mit den Gelenkflächen (Epiphysen), sowie die *Cavitas medullaris* (Knochenmarkröhre). Die Diaphyse besteht aus kompaktem Knochen, der *Substantia compacta*, die Epiphyse dagegen aus der schwammartig strukturierten *Substantia spongiosa*. Beide Knochenformen haben unterschiedliche Hauptfunktionen. Während die Compacta primär ein mechanisches Stützgerüst für den Körper bildet, besteht die Hauptfunktion der Spongiosa in der Regulierung des Kalzium-Phosphat-Haushalts (Martin, Burr & Sharkey 1998; Weidenreich 1930). Die Spongiosa (beim gesunden, jungen Menschen charakterisiert durch eine Porosität von 75-95%), besteht aus feinen Trabekeln unterschiedlicher Ausbildung, welche eine Dicke von circa 200 µm aufweisen und eine unregelmäßig strukturierte,

weitmaschige Netzmatrix bilden. Die Porosität der Compacta liegt beim gesunden Menschen bei nur 5 bis 10% (Martin 1989). Detailliert wird der Aufbau der Compacta in Kapitel 2.1.4. beschrieben.

Ein Langknochen wird überall dort, wo keine Gelenkflächen oder Muskelansatzstellen vorhanden sind, vom Periosteum umkleidet. Dieses besteht aus zwei Schichten, dem knochenferneren *Stratum fibrosum*, einer gefäßreichen Bindegewebsschicht sowie dem direkt auf dem Knochen aufliegenden *Stratum osteogenicum*. Letzteres enthält zahlreiche Kapillaren und ist reich an Osteoprogenitorzellen. Diese besitzen die Fähigkeit, während des Wachstums und im Falle einer Fraktur, Knochenmatrix (Osteoid) zu synthetisieren. Der Markraum wird durch das Endosteum ausgekleidet. Dieses besteht aus einer dünnen, dem Knochengewebe eng anliegenden Schicht platter Bindegewebszellen. Auch die Zellen des Endosteums können Osteoid produzieren (Cormack 1987; Knese 1979).

1.2.1.2. Knochenstrukturtypen und Knochensubstanz

Morphologisch unterscheidet man Faser- von Lamellenknochen. Schnell synthetisiertes, wenig strukturiertes Knochenmaterial, wird als Faserknochen bezeichnet. Bei dieser Knochenform sind die kollagenen Fibrillen zu groben Bündeln zusammengeschlossen. Faserknochen wird vor allem während des Wachstums gebildet und anschließend durch Lamellenknochen ersetzt – eine langsam geformte, hoch organisierte und dicht geschichtete Knochenmatrix. Bis zur Geburt eines Individuums besteht das gesamte Skelet aus Faserknochen, der dann aber relativ schnell substituiert wird. Beim Erwachsenen tritt Faserknochen in der Regel zumeist nur in pathologischen Fällen oder bei der Frakturheilung auf (Bonucci 2000; Knese 1979; Weidenreich 1930).

Das Knochenmaterial besteht zu 77% aus einer organischen Matrix. Diese besteht zu 90% aus Kollagen (primär Kollagen Typ I). Des weiteren enthält sie nicht-kollagene Matrix-Proteine, darunter verschiedene Proteoglykane, das kalziumbindende Osteonectin, einige saure integrin-bindende Sialo-Proteine (z.B. Osteopontin und Bone-Sialoprotein), das Matrix-GLA-Protein und Osteocalcin. Auch enthalten sind Wachstumsfaktoren und Wasser. Die unmineralisierte Matrix ist hochelastisch und mechanisch instabil. Erst durch die Einlagerung von mineralischen

Komponenten wird dem Knochen Festigkeit verliehen. Der mineralische Anteil des Knochens besteht zu 90% aus Kalziumphosphat und zu 10% aus Kalziumkarbonat. Das Kalzium tritt in Form von Hydroxyapatitkristallen ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) auf. Die Mineralisierung der Matrix geschieht unter der Mitwirkung von Vitamin D und Phosphatasen (Deutzmann, Bruckner-Tuderman & Bruckner 2003; Hancox 1972).

1.2.1.3. Knochenzellen

Der Auf- und Umbau von Knochen wird durch die Knochenzellen reguliert. Insgesamt macht der zelluläre Anteil eines Knochens jedoch nur einen geringen Prozentsatz seines Gesamtvolumens aus. Die Knochenzellen können in knochenab-, knochenaufbauende sowie knochenerhaltende Zellen eingeteilt werden. Knochenabbauende Zellen sind die multinuklearen Osteoklasten, die durch Monozytenfusionen im Knochenmark entstehen. Sie sind 20 bis 100 μm groß und können sich im Knochengewebe über weite Strecken frei fortbewegen. Osteoblasten, die deutlich häufiger vorzufinden sind als Osteoklasten, differenzieren sich aus pluripotenten, mesenchymalen Stammzellen. Letztere lassen sich im Periosteum, im Endosteum sowie im Knochenmark nachweisen. Osteoblasten sind knochenaufbauende Zellen. Sie synthetisieren das Osteoid, den organischen Anteil der Knochenmatrix, und beteiligen sich zugleich an der Mineralisierung des neu synthetisierten Knochenmaterials. Neben der Knochensynthese regulieren die Osteoblasten den Austausch von Kalzium und Phosphor zwischen Knochen und umliegendem Gewebe (Hancox 1972; Jee 2001; Knese 1979; Martin, Burr & Sharkey 1998).

Ist die Knochensynthese an einer Stelle abgeschlossen, können sich Osteoblasten in Osteozyten, oder in sogenannte „Bone lining cells“ differenzieren. Diese beiden Zellarten gehören zu den knochenerhaltenden Zellen. Osteozyten machen circa 95% aller sich im Knochen befindlichen Zellen aus (Parfitt 1977). Sie liegen in den Osteozytenlakunen und sind auf diese Weise fest in die Knochenmatrix integriert. „Bone lining cells“ dagegen liegen auf der Knochenoberfläche. Sie werden auch „ruhende Osteoblasten“ genannt. Funktionell beteiligen sie sich an der Knochensynthese als auch am Kalzium-Phosphor-Austausch durch den Knochen (Schiebler & Peiper 1984). Osteozyten und „Bone lining cells“ sind durch ein feines Zellausläufersystem miteinander verbunden. Dieses verläuft durch die sogenannten Canaliculi. Die Canaliculi bilden gemeinsam mit den Osteozytenlakunen ein dreidimensionales Netzwerk, über welches die Zellen

miteinander kommunizieren. Gleichzeitig dient dieses Canaliculi-Lakunen-Netzwerk der Nährstoffversorgung der Zellen. Osteozyten und „Bone lining cells“ sind die strategisch wichtigsten Zellen der funktionellen Anpassung. Man nimmt an, dass sie eine entscheidende Rolle bei dererspürung mechanischer Spannungen im Knochen einnehmen (vgl. Kapitel 2.3.2.) (Jee 2001; Majeska 2001).

1.2.1.4. Histomorphologie der Compacta

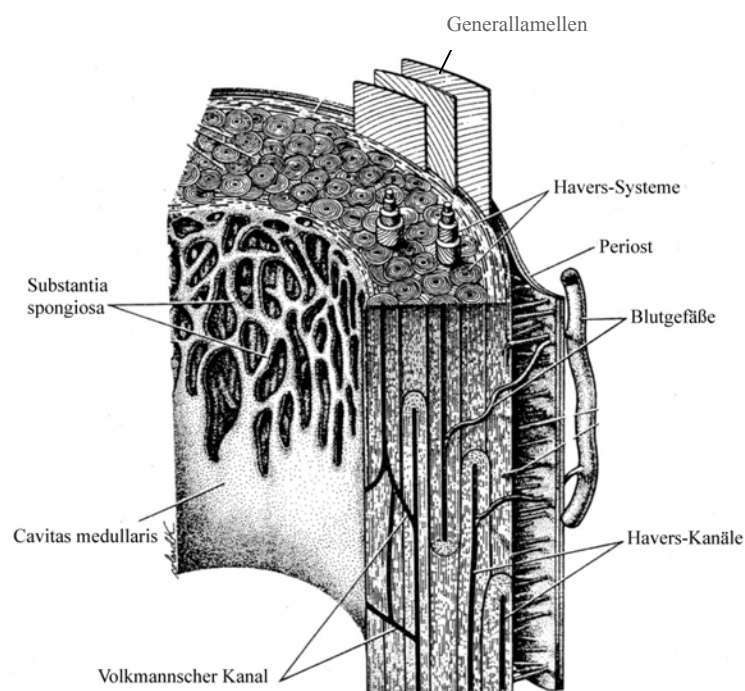


Abbildung 1: Schema der Compacta einer Langknochendiaphyse (modifiziert nach Martin et al. 1998).

Abbildung 1 zeigt modellhaft einen Compactaabschnitt eines erwachsenen Langknochens. Das Bild wird dominiert von den für den Lamellenknochen typischen hermetisch angeordneten Osteonen bzw. Havers-Systemen, welche körperlich einer hohlen Säule entsprechen. Osteone verlaufen stets parallel zur Knochenachse des Langknochens (mit einer maximalen Abweichung von dieser Achse um circa 15%) (Bonucci 2000). Der Durchmesser eines menschlichen Osteons variiert zwischen 100 µm und 300 µm (Bucher & Wartenberg 1997). Im Zentrum der Osteone verlaufen die Havers-Kanäle, durch welche Blutgefäße und Nervenstränge führen. Diese Blutgefäße sind Teil eines dichten, den gesamten Knochen vom Periost aus versorgenden

Gefäßsystems. Transversale Verknüpfungen dieses Gefäßsystems bezeichnet man als Volkmannsche Kanäle. Jedes Osteon grenzt sich gegen umliegende Osteone durch eine Kittlinie ab. Hierbei handelt es sich um eine circa 1 µm bis 2 µm dünne Schicht. Die innerhalb der Kittlinien konzentrisch verlaufenden Lamellen, deren Breite zwischen 1 µm und 5 µm schwankt (Guo 2001), setzen sich aus kollagenen Fibrillen zusammen. Letztere weisen eine regelmäßige, parallel angeordnete Struktur auf. Ihre Anordnung variiert von Lamelle zu Lamelle. Die Orientierung der kollagenen Fibrillen ist ein wichtiges mechanisches Merkmal des Knochengewebes (Boyde et al. 1984; Bromage et al. 2003; Cormack 1987; Knese 1979).

Da neu entstehende Osteone alte „überbauen“, ist von einem Osteon oft nur noch ein Fragment erhalten. Dieses bezeichnet man als Schaltlamelle oder interstitielles Knochengewebe¹ (Schiebler & Peiper 1984). An der endostalen und der periostalen Oberfläche des Knochens verlaufen die Generallamellen. Dabei handelt es sich um die durch das Endosteum bzw. Periosteum synthetisierten Lamellenschichten, die während des Dickenwachstums des Knochens entstehen (Maximov & Bloom 1943). Ihr histologischer Aufbau gleicht dem der Havers-Systeme, allerdings sind die Lamellen nicht konzentrisch um einen Gefäßkanal angeordnet, sondern verlaufen über weitere Strecken tangential zur Knochenoberfläche.

Am endostalen Rand der Compacta lassen sich zusätzlich Bereiche aufzeigen, die sich durch eine besonders dichte Lamellenschichtung kennzeichnen. In der Literatur werden diese häufig als innere Generallamellen bezeichnet (Knese 1979). Auf ihnen sind keine oder nur wenige sekundäre Osteone ausgebildet (Abbildung 2). Die angesprochenen Bereiche können in Form von Buchten weit ins Innere der Compacta hineinreichen und sich dort bis über die Mitte der Compacta ausdehnen. Da die eigentliche Generallamelle nur aus einem schmalen Streifen am endostalen Rand der Compacta besteht, ist die Bezeichnung „innere Generallamelle“ für die angesprochenen Knochenregionen nicht richtig. In dieser Arbeit werden sie als „endostale Tangentiallamellenbuchten“ bezeichnet.

¹ Im englischen Sprachraum bezeichnet man Schaltlamellen als „fragmented osteons“.

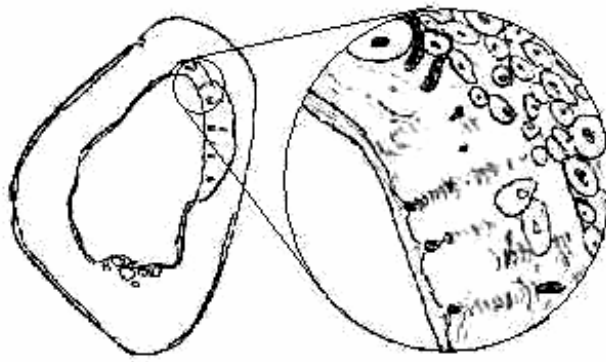


Abbildung 2: Skizzendarstellung der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ in einem Diaphysenquerschnitt des Humerus. In dem Lupenausschnitt ist die geringe Umbauaktivität auf der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ erkennbar (gezeichnet von Corey Maggiano).

1.2.2. Entwicklung, Wachstum und Erhalt der Langknochen

1.2.2.1. Wachstum und Ausbau

Grundsätzlich unterscheidet man beim Knochenwachstum den desmalen und den chondralen Ossifikationstyp (Bucher & Wartenberg 1997). Bei der desmalen Ossifikation entwickelt sich Knochenmaterial in sogenannten Ossifikationszentren direkt aus Bindegewebe, wie beispielsweise an den platten Schädelknochen oder der Clavicula des Menschen. Bei der chondralen Ossifikation wird dagegen erst ein Modell aus hyalinem Knorpel gebildet, das anschließend Schritt für Schritt verknöchert. Langknochen entwickeln sich zunächst auf die zuletzt erwähnte Weise. Das Knorpelmodell eines Langknochens entspricht in seiner Form ungefähr dem fertigen Knochen, nicht jedoch in seiner Größe. Umhüllt wird es vom Perichondrium, durch welches an den seitlichen Flächen des Langknochens neues Knorpelgewebe synthetisiert wird. Dadurch vergrößert das Knorpelmodell kontinuierlich seinen Durchmesser. Die Verknöcherung dieses Modells beginnt in der 7. bis 8. Woche nach der Befruchtung der Eizelle durch die perichondrale Ossifikation (Carter & Beaupré 2001). Diese setzt sich so lange fort, bis die Langknochendiaphyse komplett in eine knöcherne Manschette eingeschlossen ist. Zu den Epiphysen hin läuft diese Manschette spitz aus (Weidenreich 1930). In ihrem Inneren entsteht durch den Abbau von Knorpelgewebe die primäre Markröhre, die mit primärem Knochenmark gefüllt ist. Letzteres besteht aus locker angeordnetem Gewebe, welches über Gefäße aus dem Perichondrium versorgt wird. Die im primären Knochenmark enthaltenen

Zellen setzen sich aus frei gewordenen Knorpelzellen und pluripotenten, embryonalen Bindegewebszellen zusammen (Cormack 1987; Weidenreich 1930).

Am proximalen und distalen Ende der Diaphyse befinden sich die großblasigen, knorpeligen Epiphysen, die im Laufe der Manschettenbildung deutlich an Volumen zunehmen. Sie sind gefüllt mit Knorpelzellen, die sich frei und ungeordnet bewegen. Nur an den Verbindungspunkten von Epiphysen und Knochenmanschette ordnen sie sich in Wachstumsrichtung zu kleinen, ungefähr parallel zur Längsachse des Knochens verlaufenden Reihen an. Diese aufgereihten Knorpelzellen bezeichnet man auch als Reihenknorpel. Sie kennzeichnen die Stelle der Epiphysenverknöcherung. Zur Verknöcherung überziehen Zellen des Markraumes die Knorpelzellen epithelartig und synthetisieren Osteoid. Zunächst werden die Nischen zwischen den einzelnen Knorpelzellen aufgefüllt und anschließend das gesamte Gebilde schichtweise mit Knochenmaterial überzogen. Das entstehende Knochenbälkchen schließt die Reste des Reihenknorpels mit in sich ein. Aus diesem Grund charakterisiert sich das neu synthetisierte Knochenmaterial durch eine lockere, spongiöse Anordnung. Es unterscheidet sich damit deutlich von der wesentlich kompakteren perichondral gebildeten Manschette. Man bezeichnet das Längenwachstum in den Epiphysen auch als enchondrale Ossifikation (Bucher & Wartenberg 1997; Carter & Beaupré 2001; Cormack 1987; Weidenreich 1930).

Mit fortschreitendem Wachstum treffen enchondrale und perichondrale Knochenteile aufeinander und die Teile fügen sich zusammen. Danach setzt sich das Längenwachstum eines Langknochens weiter fort, indem der frisch synthetisierte Knochen in den Epiphysen kontinuierlich abgebaut, und durch weiter vom Knochenzentrum entfernt liegende zu verknöchernde Reihenknorpel ersetzt wird. In Form einer dünnen Knorpelplatte, dem Fugenknorpel, bleibt diese Form der Verknöcherung bis zum Abschluss des Längenwachstums erhalten. Anschließend verschmelzen die Markräume von Epiphyse und Diaphyse. Bereits kurz nach der Geburt bilden sich zudem im blasenförmigen epiphysären Knorpel Verknöcherungspunkte, die sogenannten Epiphysenkerne. Sie sorgen für die Verknöcherung der Epiphysen. Diese vollzieht sich so weit, bis vom Knorpel nur noch eine dünne äußere Schale übrig bleibt. Diese übernimmt dann die Funktion des Gelenkknorpels (Weidenreich 1930).

In der späten Wachstumsphase wird durch das Perichondrium kein Knorpelgewebe mehr produziert. Jetzt wächst der Durchmesser der verknöcherten Manschette durch desmale Verknöcherungsprozesse². Diese vollziehen sich an der äußeren Oberfläche der Manschette durch Ablagerung neuen Knochenmaterials unter dem *Stratum osteogenicum* des Periosts. Die sich im *Stratum osteogenicum* befindlichen Osteoprogenitorzellen differenzieren sich dazu in Osteoblasten und synthetisieren Osteoid. Dabei werden immer wieder Periostgefäße mit umschlossen und in das neu entstehende Knochenmaterial eingelassen. Durch das periostale Dickenwachstum entsteht der zwiebelschalenförmige Aufbau des Knochens, da Material großflächig, in dünnen Schichten, auf die bereits existierende Oberfläche aufgetragen wird. Pro Tag kann der Knochen auf diese Weise um maximal 1 µm wachsen (Currey 2001). Die Erweiterung und Auskleidung des Markraums vollzieht sich durch die endostale Formation bzw. Resorption (Weidenreich 1930).

1.2.2.2. Umbau

Im englischen Sprachgebrauch differenziert man den Aus- und Umbau eines Knochens durch die Begriffe „Modeling“ und „Remodeling“. Als „Modeling“ bezeichnet man den Aufbau von Knochenmaterial, wo vorher noch kein Knochen war bzw. den Abbau von Knochen, wo anschließend kein neues Knochenmaterial mehr gebildet wird. Beim „Remodeling“ wird weder ab- noch an-, sondern bestehender Knochen umgebaut (Cormack 1987; Martin, Burr & Sharkey 1998). Anhand von Aus- bzw. Umbau wird Knochen auch in primäres (Neubildung durch Ausbauprozesse) und sekundäres Material (Bildung durch Umbauprozesse) eingeteilt (Weidenreich 1930). Durch die im vorherigen Kapitel beschriebenen Wachstumsprozesse entsteht primäres Knochenmaterial. Schon beim Fötus wird dieses jedoch umgebaut, so dass das Knochenmaterial eines Neugeborenen bereits überwiegend aus sekundärem Knochen besteht (Knüsel 2000). Während die Entstehung von primärem Knochenmaterial nach Abschluss des Längenwachstums deutlich sinkt oder sogar komplett eingestellt wird, setzt sich der Umbau ein Leben lang fort. Es ist jedoch eine altersabhängige Schwankung der Umbaurate nachgewiesen worden (Martin, Burr & Sharkey 1998). Während des Wachstums und bis zum Erreichen der nahezu endgültigen Knochenform ist die Knochenumbaurate sehr hoch. Anschließend sinkt sie bis zum Lebensalter von 35 Jahren kontinuierlich, erreicht dort ein Minimum, und steigt dann

² Im Englischen bezeichnet man diese Form der Ossifikation in der Regel als „intermembranous ossification“.

wieder leicht an (Martin 1989).

Ein Umbauzyklus charakterisiert sich durch einen sehr spezifischen Ablauf. Dieser lässt sich in vier Stadien einteilen: Aktivierung, Resorption, Umkehrung und Formation. Die daran beteiligten Zellgruppen werden im englischen Sprachraum als *BMU* (*Basic Multicellular Unit*) (Frost 1966) oder *BRU* (*Bone Remodeling Unit*) (Jee 2001) bezeichnet. Endprodukt eines Umbauprozesses ist ein Havers-System. Die Gesamtdauer eines Umbauzyklus beträgt circa vier Monate (Frost 1966). Während der ersten Phase, der Aktivierung, rücken Osteoklasten an die betroffene Knochenstelle und resorbieren dort die vorhandene Knochenmatrix. Mit Hilfe von Integrin $\alpha\text{v}\beta 3$ docken sie an die Matrixoberfläche an und senken dort den PH-Wert. Dadurch wird eine Lösung des Hydroxyapatits verursacht, das heißt die anorganische Knochenmatrix wird abgebaut. Ist die Resorption vollzogen – in der Regel innerhalb eines Zeitraums von circa drei Wochen – entsteht auf dem Periost eine ins Innere der Compacta einsinkende Grube, auch Howshipsche Lakune genannt. Im Inneren der Compacta entstehen hingegen tunnelförmige Gänge. Diese Gänge besitzen einen Durchmesser von circa 200 μm und können bis zu 5 mm lang sein (Martin 2003b). Der Resorption folgt die Phase der Umkehrung. Sie dauert ein bis zwei Wochen und kennzeichnet sich durch die Ablösung der Osteoklasten durch Osteoblasten. Letztere docken an der entstandenen Resorptionslakune an, und beginnen diese neu aufzufüllen. Dazu kleiden sie die Resorptionshöhle sukzessiv mit Osteoid aus, wodurch die lamellenartige Struktur eines Osteons entsteht. Auf diese Weise nimmt der Radius der Höhle täglich um circa 1-2 μm ab. Insgesamt entstehen je Osteon beim Menschen circa 20 bis 30 konzentrische Lamellen. Nach circa drei Monaten ist die Resorptionshöhle bis auf den in ihrem Zentrum verbleibenden Havers-Kanal aufgefüllt (Frost 1966). Durch Aufzweigung gelangen Kapillaren und Nervenstränge aus umliegenden Havers-Systemen in den neuen Havers-Kanal. Es wird angenommen, dass jede entstehende Resorptionshöhle durch jeweils ein neu gebildetes Osteon ausgefüllt wird.

Ungefähr zehn Tage nach Beendigung der Formation wird das frisch gebildete Osteoid unter Mit Hilfe der Osteoblasten durch die Einlagerung von Kalziumphosphatkristallen mineralisiert. An der Mineralisierung sind nicht-kollagene Proteine, wie beispielsweise Osteonectin und Osteocalcin beteiligt. Den Zeitraum von der Beendigung der Formation bis zum Beginn der Mineralisierung eines Havers-Systems nennt man auch Sigma-Zeit (Martin, Burr & Sharkey 1998). Bei der Synthese von Lamellenknochen beträgt diese circa zehn Tage. Bei der

Faserknochenbildung ist die Sigma-Zeit deutlich kürzer. Da noch nicht mineralisiertes Knochenmaterial eine deutlich geringere mechanische Festigkeit aufweist, ist eine schnelle Mineralisierung während des Wachstums von besonderer Bedeutung (Jee 2001). Die am Umbau beteiligten Osteoblasten differenzieren sich nach Abschluss der Formationsphase entweder in Osteozyten oder in „Bone lining cells“ (vgl. Kapitel 2.1.3.). Alle restlichen Osteoblasten, die am Umbauprozess beteiligt sind, unterliegen dem Zelltod (Frost 1966; Jee 2001; Mundy 1995).

Im trabekulären Knochen sind die Knochenzellteams („Basic Multicellular Units“) nur an den Oberflächen der Trabekel aktiv, resorbieren dort eine Grube und legen in dieser Grube neues Material ab (Martin, Burr & Sharkey 1998). Trabekuläres Knochengewebe weist eine wesentlich höhere Umbaurate als kompakter Knochen auf. Diese liegt im kompakten Knochen durchschnittlich – das heißt unabhängig von altersbedingten Schwankungen – bei 3%, im trabekulären Knochen dagegen bei 26% pro Jahr (Guo 2001).

1.2.3. Einfluss der mechanischen Belastung auf die Knochenstruktur

1.2.3.1. Abhängigkeit der Aktivierung von Knochenaus- und Knochenumbauprozessen von der mechanischen Spannung

Das wichtigste Steuerungselement des Aus- und Umbaus eines Knochens ist die mechanische Belastung (Carter & Beaupré 2001; Frost 1988; Pauwels 1965; Weidenreich 1930). Sie übernimmt lokal die Regulierung der Knochenausbauintensität und determiniert dadurch die endgültige Form des Knochens. Beim kontinuierlich, auch nach Abschluss des Wachstums weiterlaufenden Umbau, unterscheidet man den „gezielten“ Umbau vom „nicht-gezielten“ Umbau (Burr 2002; Parfitt 2002). Der „gezielte“ Umbau wird durch mechanische Faktoren induziert. Zum „nicht-gezielten“ Umbau zählen Umbauzyklen zur Regulierung des Kalzium-Phosphat-Haushalts sowie eine, von mechanischen Einflüssen unabhängige, kontinuierlich vorzufindende systemische Umbauaktivität. Der wesentliche Unterschied zwischen dem „nicht-gezielten“ und dem „gezielten“ Umbau ist die Tatsache, dass die Rate des „nicht-gezielten“ Umbaus im ganzen Skelet gleich hoch ist, während die Rate des „gezielten“ Umbaus je nach Knochenstelle, in Abhängigkeit von der mechanischen Spannung, variiert. Durch den „gezielten“ Umbau bewahrt der Knochen seine mechanische Integrität und passt sich beständig den auf ihn

eintreffenden Krafteinflüssen bzw. Spannungsverhältnissen an (Bagge 2000; Burr 2002; Martin 2002; Parfitt 2002).

Vergleicht man die Spannungsgrößen³, die während gemäßigter, alltäglicher Tätigkeiten, wie beispielsweise der Fortbewegung im langsamen Schrittempo, in den Extremitätenknochen von Individuen unterschiedlichster Arten nachgewiesen werden können, wird die Einflusskraft der mechanischen Belastung auf die funktionelle Anpassung und die Knochenentwicklung besonders deutlich. Der entsprechende Spannungsgrad in den Langknochen liegt durchgehend bei weniger als 800 bis 1300 microstrain⁴. Steigt die physische Belastung, beispielsweise durch einen Spurt, kann der Spannungsgrad auf 2000 bis 4000 microstrain ansteigen (Fritton & Rubin 2001; Frost 1997b; Rubin & Lanyon 1982). Die Elastizitätsgrenze⁵ liegt bei allen bisher untersuchten Arten bzw. Knochen bei circa 25000 microstrain. Im Vergleich zur Elastizitätsgrenze sind die Spannungsgrade, die während „normaler“ Tätigkeiten verursacht werden, gering. Sie liegen bei circa einem Zehntel der zum Bruch notwendigen Spannung (Burr et al. 1996; Frost 1988; Lanyon et al. 1975; Taylor 2000). Durch diese Beobachtungen wird offensichtlich, dass der Knochen sich durch Umbaumaßnahmen gezielt an seine physische Belastung anzupassen vermag.

Man geht davon aus, dass die funktionelle Anpassung durch einen Rückkoppelungsmechanismus gesteuert wird. Besonders hohe Spannungsgrade verursachen eine Erhöhung der Knochenausbauaktivität. Der Knochen wird robuster und dadurch belastungsfähiger. Bei besonders geringen Spannungsgraden wird dagegen Material abgebaut – überschüssiges Material ist energetisch zu kostspielig – bis die Spannung wieder ein „normales“ Niveau erreicht. Informationen über eintreffende Spannungen im Knochen werden durch die Knochenzellen verarbeitet.

³ Zur Messung der Spannungsgrößen lassen sich Messgeräte auf der Oberfläche eines Knochens anbringen. Diese bestehen aus sogenannten Dehnungsmessstreifen, ein zwischen zwei Kunststofffolien liegendes Messgitter aus dünnem, elektrisch leitendem Material.

⁴ Da die englische Sprache in der Literatur zum angesprochenen Thema überwiegt, wurde in dieser Arbeit die englische Bezeichnung „microstrain“ übernommen.

⁵ Unter schwachem Krafteinfluss verhält sich ein Knochen form- und volumenelastisch. Dies bedeutet, dass er nach Absetzen der Kraft wieder in seinen ursprünglichen Zustand zurückkehrt. Die Deformation ist also reversibel. Wird der elastische Bereich überschritten, bleibt die plastische Deformation des Körpers irreversibel. Man bezeichnet die Spannungsgrenze, die zur irreversiblen Deformation führt, auch als Elastizitätsgrenze. Eine Überschreitung der Elastizitätsgrenze führt zum Zerschneiden des Körpers bzw. beim Knochen zur Fraktur (An, Barfield & Draughn 2000; Biewener 1992; Cowin 1989; Currey 1984).

Frost (1966, 1997a,b) entwickelte ein Modell für einen entsprechenden Mechanismus und bezeichnete es als „Mechanostat“. Der Autor definierte in seinen Abhandlungen Spannungsgrade und deren jeweilige Wirkung auf die Knochenzellaktivität (Abbildung 3).

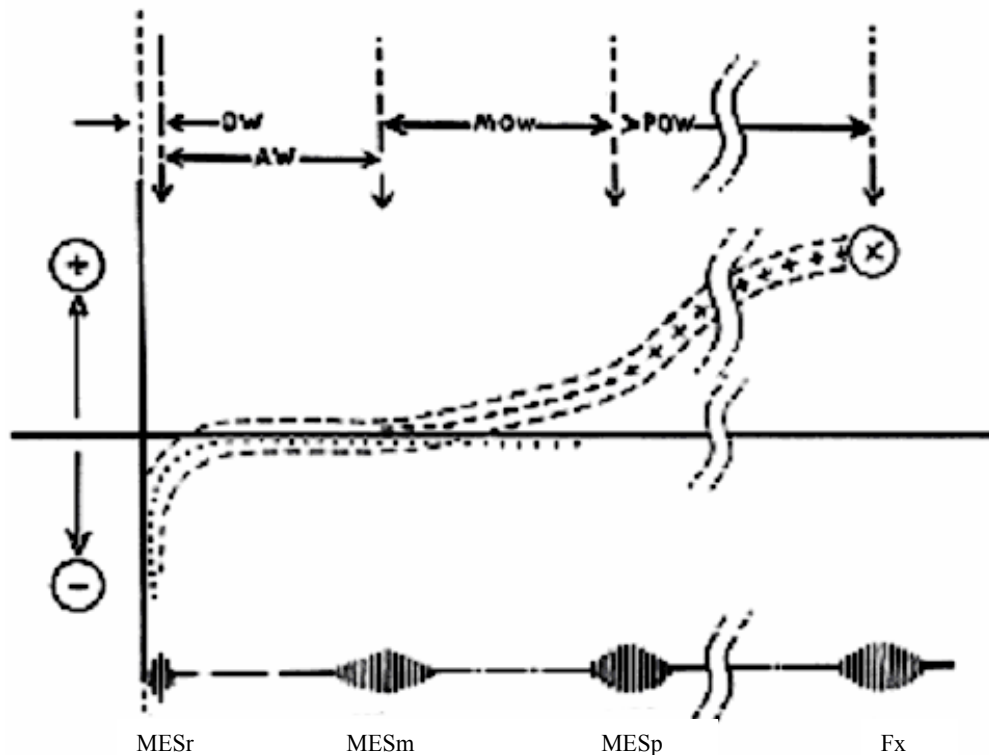


Abbildung 3: Skizzierung der unterschiedlichen Knochenzellreaktionen bei verschiedenen Spannungsgraden nach Frosts „Mechanostat“. DW = disuse window: hier wird der Knochenumbau so geregelt, dass stets mehr Knochen ab- als angebaut wird. Dadurch kommt es auf Dauer zu einem Schwund an Material. Die Spannung liegt hier unterhalb des MESr (Minimum Effective Strain for remodeling). AW = adapted window oder „comfort zone“: in diesem Spannungsbereich (zwischen MESr und MESm (Minimum Effective Strain for modeling)) wird bei jedem Knochenumbauzyklus gleich viel Knochen abgebaut wie synthetisiert, das heißt, die Knochenmasse bleibt erhalten. MOW = mild overload zone (zwischen MESm und MESp (Minimum Effective Strain for microfractures)) - der Knochen wird hier durch Ausbauprozesse an die hohen Spannungsgrade angepasst. POW = pathologic overload window: in diesem Bereich sind die Spannungsgrade so hoch, dass nur eine schnelle Bildung von Faserknochen den Knochen vor einer Fraktur schützen kann (bei Spannungsgraden oberhalb des MESp). F_x = Elastizitätsgrenze: eine Überschreitung von F_x führt zur Fraktur. Frost legte die Schwellenwerte folgendermaßen fest: MESr = 50-100 microstrain; MESm = 1000 microstrain; MESp = 3000 microstrain; F_x = 25000 microstrain (nach Frost 1997a).

Die Knochen**aus**bauaktivität wird nach diesem Modell dann aktiviert, wenn die Spannungsgrade zwischen 1000 microstrain (MESm - Minimum Effective Strain for modeling) und 3000 microstrain (MESp - Minimum Effective Strain for microfractures) liegen. Frost bezeichnet diesen Bereich als „mild overload zone“ (MOW). Spannungsgrade in diesem Bereich kurbeln das appositionelle Wachstum an, dadurch weitet sich der Knochendurchmesser aus und der Knochen vergrößert seine mechanische Belastbarkeit. Liegt die Spannung konstant unterhalb der

MESm, wird das appositionelle Knochenwachstum gestoppt. Stattdessen wird der Knochenumbau stärker aktiviert. Hierfür muss die Spannung zwischen 50-100 microstrain (MESr - Minimum Effective Strain for remodeling) und 1000 microstrain (MESm) liegen. In diesem Bereich entspricht die Menge an resorbiertem Knochen bei jeder Umbauaktivität der Menge an neu synthetisiertem Knochen, so dass die Gesamtknochenmasse konstant bleibt. Frost bezeichnet diesen Bereich auch als „conservation mode“. Liegen die Spannungsgrade unterhalb des MESr, also bei weniger als 50 microstrain, wechselt die Knochenumbauintensität von dem „conservation mode“ zum „disuse mode“. Im „disuse mode“ wird während jedes Knochenumbauzyklus weniger Knochen synthetisiert als abgebaut. Die Folge ist ein Netto-Materialverlust. In knochenmarksnahen Regionen sowie in den Regionen eines Knochens, auf denen ein besonders hoher Muskelzug lastet (beim Femur beispielsweise an der *Linea aspera*), ist der Schwund am stärksten. Eine extreme Überschreitung des MESp-Schwellenwerts rückt die Zellaktivität in den Bereich des „pathological overload window“ und es erfolgt eine rasante Bildung von Faserknochen. Durch diese wird der Knochen an den notwendigen Stellen schnell strukturell verstärkt und dadurch vor einer Fraktur bewahrt.

1.2.3.2. Informationsverarbeitung durch die Knochenzellen

Während das „Mechanostat“ das Resultat der Aus- und Umbaumaßnahmen im Knochen gut zu erklären vermag, bleibt die Frage, wie die Spannungsverhältnisse im Knochen perzipiert werden. Die entsprechende Informationsverarbeitung bezeichnet man als Mechanotransduktion (Burger & Klein-Nulend 1999; Turner & Pavalko 1998). Wie in einem vollgesogenen Schwamm strömen bei jeder Verformung extrazelluläre Flüssigkeiten in unterschiedlichen Intensitäten und Richtungen durch den gesamten Knochen. Intensität und Richtung dieses Flüssigkeitsflusses werden durch die Osteozyten als mechanisches Signal erkannt. Wie dies genau geschieht, ist bislang unklar. Schwache Flüssigkeitsströme könnten beispielsweise eine Unterversorgung der Osteozyten verursachen, die zur Zellapoptose führt (Nicoletta et al. 2006). Letztere könnte durch Chemotaxis Osteoklasten zum Knochenabbau aktivieren. Alternativ kann man sich vorstellen, dass elektrische Potentiale, die durch das Strömen der Flüssigkeiten verursacht werden, als mechanischer Reiz auf die Osteozyten wirken (Burger & Klein-Nulend 1999; Nicoletta et al. 2006). Ebenso denkbar ist es, dass die Spannung, welche die Strömungsflüssigkeit beim Auftreffen auf die Zellmembran der Osteozyten verursacht, eine Zellreaktion auslöst. Unterstützt

wird diese Theorie durch Laborversuche, in denen nachgewiesen werden konnte, dass eine Zellwandverformung bei Osteozyten zu einer Stoffwechselerhöhung führt (Ehrlich & Lanyon 2002). Osteozyteneigene Substanzen, wie z.B. Prostaglandine (PGE_2 und PGI_2) und insulinähnliche Wachstumsfaktoren (IGF) stimulieren nachweislich die Proliferation von Osteoblasten (vgl. Kapitel 2.4.).

Parallel zu den extrazellulären Flüssigkeitsströmen lösen Mikrofrakturen Umbau- bzw. Reparaturmaßnahmen im Knochen aus (Burr et al. 1985; Frost 1960). Mikrofrakturen sind feine Brüche in der Knochenmatrix, mit einem Querschnitt von bis zu 100 μm und einer vier bis sechs mal so großen Länge (Martin 2003a). Sie sind bereits bei moderater physischer Belastung des Skelets vorzufinden, vermehrt natürlich bei höheren Spannungsgraden (Frost 1960). Besonders häufig entstehen sie im interstitiellen Knochen, da dieser aufgrund eines höheren Mineralisierungsgrads spröder ist (Jepsen, Davy & Akkus 2001). Indem die betroffene Stelle gezielt resorbiert und neuer Knochen synthetisiert wird, werden Mikrofrakturen beseitigt und die mechanische Stabilität des Knochens bewahrt. Es gibt bis heute jedoch keine Erklärung dafür, wie Knochenzellen durch Mikrofrakturen zum Umbau aktiviert werden. Sehr wahrscheinlich spielt dabei die Durchtrennung oder Verletzung des Canaliculi-Lakunen-Netzwerks und der darin verlaufenden Osteozytenausläufer eine Rolle. Durch verletzte Osteozytenausläufer könnten Substanzen in die extrazelluläre Flüssigkeit gelangen, welche die Knochenzellen zum Umbau stimulieren (Hazenbergh et al. 2005). Auch könnten verletzte Osteozytenausläufer eine umbauaktivierende Osteozytenapoptose herbeiführen, ähnlich wie – dies wurde bereits erwähnt – die unzureichende Versorgung von Osteozyten durch geringe Spannungsgrade (Burger & Klein-Nulend 1999; Martin 2003a; Verborgt, Gibson & Schaffler 2000).

Es besteht gegenwärtig kein Konsens über die Frage, ob spannungsabhängige und mikrofrakturinduzierte Umbaureaktionen im Knochen parallel ablaufen, oder ob nur einer dieser Mechanismen den „gezielten“ Umbau steuert (Burr 2002; Martin 2002). Da Knochenzellen in Laborversuchen durch interstitielle Strömungen als auch durch Mikrofrakturen aktiviert werden können, ist die Annahme wahrscheinlich, dass sie gegenüber mehreren biomechanischen und biochemischen Veränderungen sensibel reagieren (Ehrlich & Lanyon 2002; Mosley & Lanyon 1998; Pearson & Lieberman 2004). Es bleibt jedoch offen, zu welchen Anteilen diese jeweils der Fall ist.

1.2.4. Nicht-mechanische Faktoren mit Einfluss auf die Langknochenstruktur

Die Querschnittsform und -fläche eines Langknochens ist das Produkt multipler Einflussfaktoren. Dazu zählen neben der mechanischen Belastung auch nicht-mechanische Faktoren, wie das Lebensalter (Feik, Bruns & Clement 2000; Feik, Thomas & Clement 1996; Stein et al. 1998), die genetische Determination (Lovejoy et al. 2003; Slemenda et al. 1996; Volkman et al. 2003) oder die Ernährung (Richmann, Ortner & Schulter-Ellis 1979). Auch Krankheiten können eine Veränderung der Knochenstruktur verursachen (Klümper 1982; Mundy 1995). Alle genannten Einflussfaktoren spielen bei der humanökologischen Interpretation eines biomechanischen Belastungsmusters eine wichtige Rolle und müssen so weit wie möglich berücksichtigt werden. Sie werden im Diskussionsteil der Arbeit weiter vertieft.

Als weitere wichtige Einflussfaktoren gelten Hormone, Wachstumsfaktoren und Zytokine (Cumming 1996; Notelovitz 2002). Eng damit verknüpft sind geschlechtsabhängige Unterschiede (Martin & Atkinson 1977; Ruff & Hayes 1983b). Hormone können die Knochenstruktur direkt oder indirekt beeinflussen. Eine indirekte Wirkung auf die Knochenentwicklung haben sie beispielsweise durch ihren Einfluss auf die Muskeln. Männer besitzen, hormonell bedingt, in der Regel eine höhere Muskelmasse als Frauen. Aus diesem Grund sind auch ihre Knochen robuster und an eine höhere physische Belastung angepasst. Wachstumsfaktoren, Hormone, Kalzium und Vitamin D können aber auch direkt Einfluss auf die Funktion der Knochenzellen nehmen (Kroll 2000; Notelovitz 2002). Die Untersuchung der knochenumbauregulierenden Wirkung systemischer Regulatoren kennzeichnet sich bis heute durch viele offene bzw. ungeklärte Fragen. Die folgenden Tabellen 1 und 2 liefern einen Überblick über die wichtigsten bislang erforschten Hormone, Wachstumshormone und Zytokine sowie deren Einfluss auf die Knochenzellaktivität (Deutzmann, Bruckner-Tuderman & Bruckner 2003; Majeska 2001; Mundy 1995; Raisz 1999; Zioupos, Smith & An 2000).

Tabelle 1: Hormone und deren Wirkung auf die Knochenstruktur

HORMON	BILDUNGSORT	WIRKUNG
Parathormon/ Parathy- rin (PTH)	Nebenschilddrüse	Stimulierung des Knochenumbaus Stimulierung von Osteoklasten, Osteoblasten und Fibroblasten. <u>Folgen eines erhöhten Spiegels:</u> Reduzierte Kollagensynthese, erhöhte Resorption, Netto-Knochenverlust (häufig bei älteren Individuen). <u>Antagonist:</u> Kalzitinin.
1,25(OH)₂D₃ Vitamin D₃	Wird unter dem Einfluss von Sonnenlicht unter der Haut gebildet oder durch die Nahrung aufgenommen	Stimulierung des Knochenumbaus Hauptfunktion: Kalziumabsorption im Darm. Bewirkt zudem in der Glandula parathyreoidea eine Hemmung der Parathormonsekretion und wirkt dadurch indirekt auf den Knochenumbau. <u>Folgen eines Mangels:</u> Kalzium- und Phosphatmangel; unzureichende Mineralisierung des Knochengewebes. Starker Mangel führt zu Rachitis bzw. Osteomalazie: Knochenmatrix wird zwar gebildet, jedoch nicht mineralisiert. (Ursachen: Mangel an Vitamin D in der Nahrung, Mangel an Sonnenlicht, mangelnde Absorption fettlöslicher Vitamine). <u>Folgen eines erhöhten Spiegels:</u> Reduzierte Kollagensynthese, erhöhte Resorption, Netto-Knochenverlust.
Kalzitinin	Schilddrüse, Nebenschilddrüse, Bauchspeicheldrüse	Inhibierung der Resorption Inhibierung der Osteoklastenaktivität; Stimulierung der Osteoblastensynthese. <u>Antagonist:</u> Parathormon.
Somatotrophes Hormon (STH)	Hypophysenvorderlappen	Kontrolle des Skeletwachstum Stimulierung von Osteoklasten und Osteoblasten.
Glucocorticoide (Cortisol, Cortison, Corticosteron)	Nebennierenrinde	Inhibierung der Formation, Stimulierung der Resorption Inhibierung der Osteoblastenaktivität; Stimulierung der Osteoklastenaktivität durch Inhibierung der Kalziumabsorption und der Wirkung der Geschlechtshormone. Generell notwendig zur Differenzierung von Osteoblasten aus Vorläuferzellen. <u>Folgen eines chronisch erhöhten Spiegels:</u> Entmineralisierung des Knochens; Stimulierung des Knochenumbaus; wird eingesetzt zur Verlangsamung des Knochenabbaus osteoporotischer Erscheinungen.

Fortsetzung Tabelle 1: Hormone und deren Wirkung auf die Knochenstruktur

HORMON	BILDUNGSORT	WIRKUNG
Thyroxin (T3, T4)	Schilddrüse	<p>Stimulierung von Resorption und Formation</p> <p>Wichtig für den Erhaltung der physiologischen Knochenumbaurate.</p> <p><u>Folgen eines chronisch erhöhten Spiegels:</u> Knochenmassenverlust durch erhöhten Knochenumbau.</p>
Sexualhormone (Androgene/Östrogene)	Geschlechtsdrüsen	<p>Regulierung des physiologischen Knochenumbaus</p> <p>Kontrolle der geschlechtsspezifischen Ausprägung der Skelettmorphologie; ermöglichen die Entwicklung einer hohen Knochendichte durch die Inhibierung der Transkription knochenabbauender Zytokine (IL-1, IL-6, TNF, CSF, Prostaglandin E₂); wirken der Osteoporose entgegen.</p> <p><u>Östrogen:</u> Produktion oder Beeinflussung der Aktivität lokaler Faktoren, die auf Vorläuferzellen von Osteoklasten und Osteoblasten wirken.</p> <p><u>Folgen eines Mangels an Östrogen:</u> Stimulierung des Knochenumbaus; erhöhte Resorption; Netto-Knochenverlust; spielt eine wesentliche Rolle bei der Entwicklung der Altersosteoporose.</p>

Tabelle 2: Zytokine und Wachstumsfaktoren und deren Wirkung auf die Knochenstruktur

SUBSTANZ	WIRKUNG
Transforming Growth Factor – β TGF β1, TGF β2, BMP 1-8 (Bone Morphogenetic Protein)	Sind im Knochengewebe aufzufinden. TGF β : Regulierung der Osteoblasten-Differenzierung; Inhibierung und Aktivierung der Resorption, Wirkung abhängig vom Funktionszustand der Zellen. BMP 5: Kondensation von Mesenchymzellen bis zur Anlage des Knochens. Rolle der anderen BMPs ist noch weitgehend unklar.
Insuline-like Growth Factors (IGF I und II)	Proliferations- und Differenzierungsfaktoren von Knochenvorläuferzellen. Regeln zusätzlich im Knochen die Wirkung der Wachstumshormone.
Fibroblasten Wachstumsfaktoren (FGF)	Stimulierung der Osteoblasten Zusätzlich indirekte Wirkung durch Wirkungsstärkung des TGF β .
Plättchen-Wachstumsfaktor (PDGF)	Stimulierung der Osteoblastenproliferation und Regulierung der Osteoklastenfunktion Dient im gesamten Organismus als Kompetenzfaktor, das heißt führt dazu, dass Zellen gegenüber anderen Wachstumsfaktoren sensitiv werden.
Tumor-Necrosis-Factor- und Tumor-Necrosis-Factor-Receptor (TNF, TNFR)	Stimulierung der Resorption, Hemmung der Formation Stimulierung der Osteoklastendifferenzierung sowie direkter stimulierender Einfluss auf Osteoklasten.
M-CSF, GM-CSF, G-CSF	M-CSF (Monozyten-Makrophagen-Kolonie-stimulierender Faktor): Stimulierung der Proliferation und Differenzierung von gemeinsamen Vorläufern von Makrophagen und Osteoklasten. GM-CSF (Granulozyten-Makrophagen-Kolonie-stimulierender-Faktor): Wirkung nicht geklärt. G-CSF (Granulozyten-Kolonie-stimulierender-Faktor): Wirkung nicht geklärt.
Interleukine (IL-1, IL-6, IL-4, IL – 1)	Interleukin-1: Stimulierung der Resorption IL-6,11,15,17: Stimulierung der Resorption IL-4,10,13,18: Inhibierung der Resorption
Interferone (IFN-γ)	Inhibierung der Resorption Inhibierung von Formation und Differenzierung der Osteoklasten aus Vorläuferzellen.
Prostaglandine	Stimulierung des Knochenbaus Können je nach Funktionszustand der Knochenzellen die Knochenresorption inhibieren als auch aktivieren, genaue Wirkungsweise jedoch noch weitgehend unklar.

1.3. Zielsetzung der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Erstellung eines physischen Belastungsmusters für die klassische Mayapopulation von Xcambó (350 bis 700 n.Chr.) und die germanische Population von Barbing (400 bis circa 600 n.Chr.) sowie dessen humanökologische Interpretation.

Wie aus den vorherigen Kapiteln hervorgegangen ist, sind Knochen komplexe Gebilde, deren struktureller Aufbau von der Geburt bis zum Tod vor allem durch mechanische Einflüsse gelenkt wird. Die strukturelle Variabilität eines Knochens zeigt sich in seinem mikrostrukturellen Aufbau, seiner Trabekelstruktur sowie seiner Gesamtform und -robustizität. Die Merkmalseigenschaften eines Knochens sind das Ergebnis seiner durch die mechanische Belastung gelenkten Entwicklung und damit ein interpretierbares Abbild seiner physischen Belastungsgeschichte.

In der Bioarchäologie wird dieser Zusammenhang genutzt, um Aussagen über die Lebensweise historischer Populationen zu treffen (Larsen 1997; Ruff 2000a; Ruff & Hayes 1983a; Ruff & Hayes 1983b). „The *in vivo* adaptive nature of bone to extrinsic physical forces, coupled with its *ex vivo* durability and excellent preservational qualities, allow the skeletal paleopathologist to make behavioural inferences from the skeletons of populations long extinct.” (Robling & Stout 2003, S. 190)

Methodisch setzt sich die Arbeit aus drei Teilen zusammen:

1. einer Untersuchung histologischer Merkmale der funktionellen Anpassung in den Knochenquerschnitten der Schaftmitte von Humeri und Femora
2. einer biomechanischen und makromorphologischen Studie der Diaphysenform der Schaftmitte der Humeri und Femora
3. einer quantitativen Aufnahme enthesiopathischer Veränderungen an ausgewählten Muskelansatz- und Ursprungsstellen der Extremitätenknochen

Zu 1.: Die Verteilung mikrostruktureller Merkmale und Eigenschaften in einem Sektor des Langknochenquerschnitts, sowohl beispielsweise die Osteonendichte, -größe und -form als auch die Anzahl an interstitiellen Lamellen, ist das Resultat der lokalen Umbauaktivität. Da letztere

beim gesunden Menschen stark von der physischen Belastung abhängig ist, liefert die Verteilung mikrostruktureller Merkmale im Knochenquerschnitt ein Abbild der Anpassungsgeschichte des Knochens. Methoden zur quantitativen Erfassung mikrostruktureller Merkmale bezeichnet man als histomorphometrische Methoden (Martin & Ishida 1989; Mosley et al. 1997; Parfitt et al. 1987; Skedros, Hunt & Bloebaum 2004; Skedros, Mason & Bloebaum 1994; Skedros, Su & Bloebaum 1997). Zur Alterbestimmung am Skelet haben sie sich als besonders wertvoll erwiesen (Kerley 1965; Stout & Teitelbaum 1976; Thompson 1979). Ist es die Absicht einer Untersuchung, die mechanische Belastung eines Knochens zu untersuchen, sind histomorphometrische Verfahren methodisch jedoch nicht ganz unproblematisch. Beispielsweise liegt kein geeignetes Verfahren vor, mit dem der „gezielte“ Umbau vom „nicht-gezielten“ Umbau unterschieden werden kann (vgl. z.B. Robling 1998). Auch sollte gewährleistet sein, dass die Mikrostruktur über den jeweils untersuchten Bereich hinweg keine großflächigen, abweichenden strukturellen Elemente enthält. Nur auf diese Weise ist die Vergleichbarkeit mehrerer Individuen oder Compactaabschnitte gewährleistet. Im Rahmen dieser Arbeit wird aus diesem Grund vor der Anwendung eines histomorphometrischen Verfahrens die strukturelle Homogenität der Diaphysenquerschnitte überprüft. Im Anschluss daran wird die Eignung des Verfahrens in einer methodenkritischen Auseinandersetzung diskutiert.

Zu 2.: Die biomechanischen bzw. makromorphologischen Anpassungsmerkmale der Diaphysenform eines Langknochens werden mit Hilfe von Computerprogrammen ermittelt (Junger & Minns 1979; Lovejoy, Burstein & Heiple 1976; Ruff & Hayes 1983a). Durch entsprechende Programme werden die Prinzipien der Balkentheorie modellhaft, anhand eines Querschnittsbilds der Diaphyse, auf den röhrenförmigen Knochen übertragen. Das Programm liefert Informationen über die Biege-, die Druck- und die Torsionsbelastbarkeit eines Knochenschafts.

Äußere Krafteinflüsse bewirken eine Verschiebung bzw. Spannung zwischen den einen Körper aufbauenden Teilchen. Diese Spannung verursacht ab einem bestimmten Kraftgrad eine makroskopisch wahrnehmbare Deformation, das heißt Verformung des Körpers. Je nach Kraftform wird der Körper unterschiedlich verformt. Zugkraft beispielsweise bewirkt eine Dehnung des Körpers, Druckkraft eine Stauchung, Schubkraft eine Scherung oder Torsion⁶. Wirken Schub- und Druckkräfte gleichzeitig auf einen Körper, so kommt es zu einer Verbiegung

⁶ Die Torsion ist ein Sonderfall der Scherung. Sie tritt auf, wenn ein Körper an einem Ende fixiert ist und nur an seinem freien Ende gedreht wird.

desselben (Carter & Beaupré 2001; Cowin 1989; Cowin 2001a; Currey 1984; Gere & Timoshenko 1999; Martin, Burr & Sharkey 1998). Ein Langknochen wird primär durch Bieungskräfte belastet. Reine Druckkraft kommt, unter anderem aufgrund der Tatsache, dass eine Knochendiaphyse keinen völlig symmetrischen Körper darstellt, nie vor. Während der Biegung eines Langknochens tritt an einer Seite des Knochens Zugspannung auf, das heißt der Knochen wird gedehnt, an der gegenüberliegenden Seite tritt Druckspannung auf; hier wird der Knochen gestaucht.

Jede Gewebeart, aber insbesondere der Knochen als eines der Gewebe mit der höchsten Dichte (circa 2 g/ml) (Currey 1984), stellt eine kritische Variable für den Energiehaushalt des Körpers dar. Aus diesem Grund ist eine generelle Steigerung der Robustizität eines Langknochens zum Erreichen einer höheren mechanischen Biegebelastbarkeit in der Regel nicht von Vorteil. Besser ist es, wenn sich der Knochen durch Materialverlagerungen gezielt an die physische Belastung anpasst, die am regelmäßigsten auf ihn einwirkt. Auf diese Weise bleibt der Materialaufwand möglichst gering (Bagge 2000; Chigira 1996; Martin, Burr & Sharkey 1998). Durch die funktionelle Anpassung wird folglich ein bestmöglicher Kompromiss zwischen Materialaufwand, Energiehaushalt, mechanischer Belastung und mechanischer Belastbarkeit gefunden. Das Endresultat ist eine spezifisch an regelmäßig auftretende mechanische Belastungen angepasste Form und Robustizität. Diese Form und Robustizität ermöglichen, unter gewissen Einschränkungen, eine Rekonstruktion der Belastungsgeschichte eines Knochens (Junker & Minns 1979; Nagurka & Hayes 1980; Ruff & Hayes 1983a). Zur besseren Veranschaulichung der Formvariabilität und weiterführenden Untersuchung werden die Querschnittsbilder der Femurdiaphysen in dieser Arbeit ergänzend zum computergestützten Verfahren in makromorphologische Formtypen eingeteilt.

Zu 3.: Der größte Anteil der mechanischen Belastung eines Langknochens entstammt Muskelkräften (Pauwels 1965). Muskelkräfte verursachen zum einen eine Belastung des gesamten Knochenschafts und zum anderen einen funktionellen Zug an der Ursprungs- bzw. Ansatzstelle des jeweiligen Muskels. An diesen Stellen des Knochens können dadurch Unregelmäßigkeiten bzw. Auflagen entstehen oder auch resorptive Reaktionen hervorgerufen werden. Diese nennt man enthesiopathische Veränderungen (Capasso, Kennedy & Wilczak 1999; Kennedy 1989). Auch die enthesiopathischen Veränderungen wurden in dieser Arbeit an den Skeleten untersucht. Die Analyse der Enthesiopathien liefert im Gegensatz zur

biomechanischen Analyse Informationen über die mechanische Belastung eines einzelnen Muskels. Durch eine Zusammenführung der Ergebnisse der beiden Methoden wird ein möglichst umfassendes Bild der physischen Belastung der Xcambóer und der Barbinger geliefert.

Die beiden untersuchten Populationen lebten kontemporär in einer Zeit, die in Mesoamerika die klassische Epoche und in Europa das frühe Mittelalter umfasst. Sie unterschieden sich sehr in ihrer Wirtschaftsweise und ihren technischen Errungenschaften sowie in der Lage ihrer Siedlung (Xcambó war eine Küstensiedlung, Barbing lag im Inland). Aus den jeweiligen wirtschaftlichen und geographischen Gegebenheiten heraus ergeben sich sehr unterschiedliche (auch körperliche) Herausforderungen.

Die zu testenden bioarchäologischen Thesen lauten folgendermaßen:

- Unterschiede im Belastungsmuster der beiden Populationen können auf die geographische Lage der jeweiligen Siedlung zurückgeführt werden.
- Da die Maya im Gegensatz zur germanischen Population keine Tiere als Transport-, Zug- oder Lastmittel nutzten und auch das Rad nicht einsetzten, unterlagen sie einer deutlich höheren körperlichen Gesamtbelastung als die Barbinger.
- Xcambó nahm im Klassikum nicht die Funktion einer Produktions-, sondern die einer Umschlags- bzw. Raststätte ein (Sierra Sosa 2004). Da die Bewohner der Siedlung aus diesem Grund überwiegend Aufgaben administrativer Natur übernahmen, war ihr Mobilitätsgrad nicht sehr hoch und vergleichbar mit dem der sesshaften Ackerbauern von Barbing.
- Xcambós Stellung im Rahmen der yukatekischen Handelsaktivitäten unterlag im Verlauf der klassischen Epoche einem Wandel, welcher sich signifikant auf das Tätigkeitsspektrum der Bewohner der Siedlung auswirkte.
- Da die Frauen von Xcambó Mais und andere Getreidesorten unter hohem Kraftaufwand mit Reibsteinen und Reibwalzen mahlten, zeigt sich bei ihnen die für entsprechende Kollektive typische, geringe Seitendifferenz an der oberen Extremität. Bei den Barbinger Frauen, die von dieser Tätigkeit durch die Erfindung der Drehmühle befreit wurden, ist dagegen eine höhere Seitendifferenz zu erwarten.

Neben der Überprüfung bioarchäologischer Hypothesen wird in dieser Arbeit auch besonderer Wert auf die methodischen Probleme der computergestützten, biomechanischen Analyse gelegt.

Diese ergeben sich beispielsweise aus der Übertragung der Balkentheorie auf den Knochenschaft oder bislang ungeklärten Aspekten der funktionellen Anpassung. Entsprechende Defizite können Konsequenzen für die inhaltliche Interpretation eines physischen Belastungsmusters haben und werden aus diesem Grund ausführlich in die Diskussion miteinbezogen. Auch wird die Knochenstruktur nicht ausschließlich durch die mechanische Beanspruchung determiniert, sondern stellt das Endprodukt eines multifaktoriellen Entwicklungsprozesses dar (Jurmain 1999). Obwohl die mechanische Belastung der wichtigste Steuerungsfaktor der Knochenentwicklung ist, dürfen andere Einflüsse (Alter, Gene, Ernährung, usw.) – um Interpretationsrisiken zu minimieren – nicht unberücksichtigt bleiben. Ziel dieser Arbeit ist es folglich auch, die Einflusskraft nicht-mechanischer Einflussfaktoren zu diskutieren, und in die humanökologische Interpretation miteinzuschließen.

Die in der vorliegenden Arbeit angewendete biomechanische Analyse wurde erst Anfang der 80er Jahre durch die Entwicklung entsprechender Computerprogramme ermöglicht (Junger & Minns 1979; Nagurka & Hayes 1980). Vor dieser Zeit wurde die Form von Langknochendiaphysen üblicherweise anhand standardisierter osteometrischer Messungen untersucht (vgl. dazu Martin 1957). Auch heute noch werden externe Messungen dann herangezogen, wenn CT-Geräte nicht zur Verfügung stehen oder auf invasive Verfahren zugunsten des Erhalts des Knochens verzichtet wird (vgl. z.B. Collier 1989). Die osteometrische Untersuchung ermöglicht zudem aufgrund eines geringeren Kosten- und Zeitaufwands des Analyseverfahrens die Einbeziehung größerer Stichproben, was je nach Untersuchungsabsicht von Vorteil sein kann (vgl. z.B. Wescott 2006). Externe Messungen und Verhältnismaße drücken jedoch nur einen Teil der tatsächlichen Querschnittsgeometrie einer Langknochendiaphyse aus (Larsen 1997; Ruff 1987; Ruff 2000a). Die inneren Knochenshafteigenschaften, das heißt die Dicke der Compacta sowie die Größe und Form der Knochenmarkröhre, bleiben unberücksichtigt. Die Tatsache, dass jedoch der äußere Umriss eines Querschnitts – und nicht die Verteilung von Material im Inneren der Compacta – die Größe der Trägheitsmomente am stärksten beeinflusst, gilt als Argument für eine ausreichende Verlässlichkeit externer osteometrischer Messungen zur Analyse der Diaphysenform der Langknochen. Diese wird im Rahmen dieser Arbeit getestet.

2. MATERIAL

2.1. Archäologische Hintergrundinformationen und habituelle Tätigkeiten

2.1.1. Xcambó

Eine der im Rahmen dieser Arbeit bearbeiteten Skeletserien stammt aus Xcambó, einer kleinen Mayasiedlung am nördlichen Küstenstreifen des Golfs von Mexiko. Die Skelete wurden zwischen 1996 und 2001 vom „Proyecto Xcambó“, unter der Leitung von Dr. Thelma Sierra Sosa des Instituto Nacional de Antropología e Historia (INAH) ausgegraben. Es handelt sich um 512 Bestattungskontexte, die insgesamt mehr als 600 Individuen enthielten. Diese menschlichen Überreste zählen damit zu den besterhaltendsten und repräsentativsten Skeletserien der klassischen Maya, denn in der Regel führt das tropische Klima der Region einen schnellen Zerfall der Knochen herbei. Die Maya bestatteten Verstorbene nicht auf Friedhöfen oder Gräberfeldern, wie im kontemporären, frühmittelalterlichen Europa die Regel, sondern im Boden ihrer Häuser oder auf zentralen Plätzen der Siedlungen, um nach dem Tod einen direkteren Kontakt mit ihren Seelen bewahren zu können. In Xcambó wurden Tote entsprechend in Wohngebieten als auch auf zentralen Plätzen, über die gesamte Siedlung verstreut, geborgen. Es kann folglich angenommen werden, dass die Skeletserie ein relativ repräsentatives Abbild der Gesamtbevölkerung Xcambós liefert (Medrano Chan 2005). Gegenwärtig sind die menschlichen Überreste, die in Xcambó ausgegraben wurden, an der Facultad de Ciencias Antropológicas der Universidad Autónoma de Yucatán (UADY) archiviert. Dort werden sie von mehreren Wissenschaftlern bioarchäologisch bearbeitet (vgl. Cetina & Sierra Sosa 2003; Cucina, Tiesler Blos & Sierra Sosa 2003a; Cucina, Tiesler Blos & Sierra Sosa 2003b; Hurtado Cen 2004; Medrano Chan 2005; Sierra Sosa & Lizarraga 2001; Tiesler Blos et al. 2004; Tiesler Blos, Tejeda Vega & Sierra Sosa 2002).

Früheste Anzeichen einer Besiedlung Xcambós stammen aus dem späten Vorklassikum (100-350 n. Chr.). Die ersten Siedler lebten als Sammler, Fischer, Jäger sowie von dem Anbau einiger Getreide- und Gemüsearten. Dem archäologischen Fundgut zufolge wurde Xcambó von dieser Zeit an bis gegen Ende des Klassikums (circa 700 n. Chr.) kontinuierlich bevölkert (Sierra Sosa 1999b; Tiesler Blos et al. 2004). Die Siedlung liegt auf einer, durch Erdaufschüttungen zum Teil künstlich abgesicherten, circa 700 m langen und 150 m breiten natürlichen Anhöhe und ist

1500 m von der Küste entfernt. Das Umland ist übersät mit Überflutungsgebieten, die als Wasserwege dienten und gleichzeitig die natürlichen Salzbetten Yukatans formen. Schon die frühen Bewohner schöpften daraus Salz, welches sie zur Verfeinerung von Lebensmitteln und zur Konservierung von Fisch, Fleisch oder Gemüse nutzten (Andrews 1983; Sierra Sosa 2004). Um die Salzbecken herum ist das Gebiet steinig. Der im nördlichen Yucatan aufzufindende Kalksteinboden liegt an vielen Stellen beinahe brach oder trägt nur eine sehr dünne Erdschicht. Das Klima ist trocken und die Vegetation buschig und dornig (Folan, Kintz & Fletcher 1983).

Archäologische Analysen deuten darauf hin, dass sich Xcambó im Klassikum zu einem wichtigen Handelsumschlagsort entwickelte. Wichtigstes Handelsprodukt war das Salz, mit dem das gesamte südlich gelegene Festland beliefert wurde – im Süden bis ins Tiefland des heutigen Guatemalas und im Westen bis ins heutige Veracruz (Andrews 1983). Xcambó gilt aus mehreren Gründen als Handelsumschlagsort: Seine günstige strategische Lage zur Küste wie auch zum Festland boten eine gute Voraussetzung. Wasserwege bildeten Verbindungen zum Meer und insgesamt vier „Sakbes“ – aus weißem Kalkstein gefertigte Schotterstraßen – verbanden Xcambó mit strategisch wichtigen Siedlungen im Inland der Halbinsel, wie beispielsweise Izamal (Sierra Sosa 1999a). Diese Wasserwege waren deswegen besonders wichtig, weil die Maya weder das Rad noch Zug- oder Lasttiere nutzten und folglich das Kanu in dieser Zeit das wichtigste Transportmittel darstellte. Durch die leicht ins Inland versetzte Lage bot Xcambó eine geschützte Zone, an der Waren gelagert und verladen werden konnten und Handelsmänner ihre Rast einlegten. Dieses Szenario untermauern die in der Siedlung zahlreich rekonstruierten Lager- und Anlegestellen (Sierra Sosa 2004). Hinweise auf die Stellung Xcambós geben auch die in der Siedlung gefundenen Grabbeigaben (Sierra Sosa 2004). An keiner bislang untersuchten Mayasiedlung konnte eine so große Quantität an allochthonen Artefakten – darunter insbesondere Keramik und lithische Artefakte – gefunden werden, wie in Xcambó. Diese weisen auf einen relativ wohlhabenden Sozialstatus der Bewohner Xcambós hin, womit die These, Xcambó sei ein Handelsumschlagsort gewesen, weiter belegt werden kann. Die Menschen von Xcambó übernahmen vorwiegend administrative Aufgaben und waren weniger aktiv an der Herstellung, der Gewinnung und dem Transport von Waren beteiligt.

Zu den von Xcambó exportierten Produkten gehörten neben Salz auch Fisch und andere Meeresprodukte, Sumpfechsen, Schildkröten und Schildkrötenpanzer, Muscheln und Schnecken. Auch einige nur in den Küstenregionen vorkommende Vogelarten waren ein begehrtes

Tauschgut. Dazu zählten unter anderem Fischreihern, Enten und Flamingos. Zu den nach Xcambó importierten Produkten gehörten Obsidian, Jade, Basalt, Türkis, Terakottafiguren, Keramik, Kakao, exotische Federn sowie Felle und Leder. Auch Textilien und Schnüre bzw. Baumwollfäden und andere Fasern waren eine übliche Handelsware. Sie dienten nicht nur der Herstellung von Kleidung und Decken sondern auch der Fabrikation von Fischernetzen (Hammond 1982).

Man geht davon aus, dass sich die strategische Rolle der Siedlung im Verlauf der klassischen Epoche entscheidend veränderte. Es wird angenommen, dass Xcambó zu einer der wichtigsten Drehscheiben des Fernhandels der gesamten Küstenregion wurde (Sierra Sosa 1999b). Dies belegen unter anderem architektonische Veränderungen und die im archäologischen Fundgut enthaltenen Grabbeigaben, welche auf eine kontinuierliche Statusverbesserung der Bewohner der Siedlung hindeuten (Sierra Sosa & Lizarraga 2001). Im Zuge des Übergangs vom frühen Klassikum ins späte Klassikum wurden nach und nach fast alle ursprünglichen zentralen Gebäude überbaut und durch prunkvollere Bauwerke ersetzt. Auch die infrastrukturelle Verbindung ans Meer und ins Inland wurde stark ausgebaut. Offensichtlich verdichteten sich Xcambós Handelskontakte (Sierra Sosa 1999b; Sierra Sosa 2004). Gleichzeitig, so wurde anhand paläodemographischer Studien rekonstruiert, stieg die Bevölkerungsdichte (Sierra Sosa & Lizarraga 2001). Da die auf der kleinen Anhöhe liegende Siedlung keine geographische Ausbreitungsmöglichkeit hatte, wurden Teile der Bevölkerung gezwungen, neue Wohnbereiche im Umland einzunehmen (Tiesler Blos et al. 2004). Diese Annahme kann anhand der nachweislichen Entstehung zahlreicher neuer Siedlungsgebiete zu jener Zeit deutlich untermauert werden. Sehr wahrscheinlich verließen überwiegend Menschen mit niedrigem Sozialstatus die Siedlung, während in Xcambó selbst vor allem besser Gestellte verblieben (Tiesler Blos et al. 2004). Es wird in dieser Arbeit getestet, ob sich dies in einer entsprechenden Veränderung des physischen Belastungsmusters nachweisen lässt. Da die Maya eine geschlechtsspezifische Arbeitsteilung kannten und die Frauen relativ stark an die häuslichen Tätigkeiten gebunden waren, profitierten vermutlich vor allem die Männer von der Änderung der Rolle Xcambós im Rahmen der Handelsaktivitäten Yukatans.

Die archäologischen Funde liefern Hinweise auf den Tätigkeitsrahmen der Xcambóer. Das Leben der Maya von Xcambó war durch die küstennahe Siedlungsweise geprägt. Zu ihren wichtigsten Tätigkeiten zählten die Lagerung und Verschiffung von Waren, der Abbau von Salz,

der Fischfang sowie der Anbau von Mais, Bohnen und anderen Lebensmitteln. Kontinuierlich waren sie zudem mit der Konstruktion der zeremoniellen Bauwerke im Zentrum der Siedlung beschäftigt. Diese Tätigkeiten wurden vorwiegend von Männern ausgeführt (Folan, Kintz & Fletcher 1983; Hammond 1982). Da die Maya weder Zugtiere noch das Rad einsetzten, kann man davon ausgehen, dass das Transportieren von Waren und Baumaterial eine große körperliche Belastung mit sich brachte. Die Fortbewegung über Land verlief ausschließlich zu Fuß. Dabei wurden Lasten auf dem Kopf bzw. in einem Netz, das mittels eines Stirnbands („mecapal“) über den Kopf gespannt wurde und auf dem Rücken auflag, getragen (Márquez Morfín, Espinosa & Ortiz 2002). Als Wege hatten die Maya nur wenige ausgebaute Schotterstraßen. In der Regel überquerten sie das Land über Trampelpfade, die durch das dornige Gestrüpp des nördlichen Yukatan führten. Zu Wasser nutzten sie einfache Kanus aus Zedernholz oder anderen Harthölzern, die mit einblättrigen Paddeln vorangetrieben wurden. Diese Kanus trugen bis zu 25 Personen (Andrews 1991; McKillop 2005). Jede mögliche Tätigkeit der Maya wurde zusätzlich dadurch erschwert, dass sie kein Metall verarbeiteten. Werkzeuge, z.B. zum Abtragen von Salz oder zum Umgraben von Erde, wurden möglicherweise aus Muschelschalen oder Schildkrötenpanzern und Holz gefertigt, es gibt jedoch keine archäologischen Artefakte, die dies tatsächlich belegen (Eaton 1978). Da die Maya nur Hunde und Truthähne domestizierten, spielte die Jagd eine nicht ganz unwichtige Rolle. Yukatans Wildbesiedlung war jedoch verhältnismäßig dünn. Es gab Hirsche, Rehe und vor allem Kleinwild wie Hühner, Truthähne, Kaninchen, Wachteln, Turteltauben, Fasane, Gürteltiere, Hasen, Enten und Schildkröten (Sierra Sosa 2004). Fleisch war aufgrund der nicht gerade idealen Jagdsituation auf der Halbinsel auch eine begehrte Tauschware.

Sehr wahrscheinlich beteiligten sich die Frauen von Xcambó nicht intensiv an den Handelsaktivitäten. Sie verübten bevorzugt handwerkliche Tätigkeiten und kümmerten sich um das Haus, die Nahrungszubereitung, die Haustiere sowie die Kinder (Sierra Sosa 2004). Sie transportierten schwere Gegenstände wie Holz und Wasser über weite Strecken auf dem Kopf. Durch Tätigkeiten, die im Zusammenhang mit der Nahrungszubereitung stehen – insbesondere das Mahlen von Getreide mit Reibstein und Reibwalze – wurde die obere Extremität der Frauen besonders einseitig belastet.

Degenerative Veränderungen der Gelenke geben wichtige Hinweise auf das Aktivitätsmuster einer Population. Hurtado Cen (2004) untersuchte letztere an den Skeleten von Xcambó.

Insgesamt konnten Veränderungen der Gelenke in verhältnismäßig großer Häufigkeit an den Schultern und Ellenbogengelenken der Männer und Frauen Xcambós festgestellt werden. Am Ellenbogengelenk waren die degenerativen Veränderungen bei den Frauen schwerwiegender als bei den Männern. Auch an Hüfte und Kniegelenk ließ sich bei den Frauen ein höherer Schweregrad arthrotischer und arthritischer Reaktionen nachweisen. Während die degenerativen Erscheinungen an der oberen Extremität von Hurtado Cen mit Tätigkeiten wie dem Heben und Tragen von Lasten sowie dem Paddeln in Verbindung gebracht wurden, führte sie den höheren Schweregrad in der Stichprobe der weiblichen Individuen zudem auf die Tätigkeit des Maismahlens mit Reibstein und Reibwalze zurück. Die besonders hohe Häufigkeit von Arthrosen an den Halswirbeln wurde mit dem Tragen von Lasten auf dem Kopf in Verbindung gebracht (Hurtado Cen 2004). Auch andere bioarchäologische Analysen zeigen, dass die Xcambóer insgesamt einem sehr hohen körperlichen und gesundheitlichen Stress unterlagen. Dies zeigt sich unter anderem in einer hohen Häufigkeit von Infektionskrankheiten (Cetina & Sierra Sosa 2004). Eine vergleichende Studie über die Körperhöhe der Bewohner von Xcambó ergab, dass letztere im Vergleich zu anderen Mayapopulationen verhältnismäßig groß waren (Tiesler Blos, Tejeda Vega & Sierra Sosa 2002). Durch den direkteren Zugang zu proteinreichen Meeresressourcen blieben sie offensichtlich auch von der Verschlechterung der Ernährungssituation gegen Ende der klassischen Epoche, von welcher das gesamte Mayaareal betroffen war und welche mit den schweren demographischen Verschiebungen der gesamten Kultur zur entsprechenden Zeit in Zusammenhang gebracht wird, verschont (Cetina & Sierra Sosa 2003; Tiesler Blos, Tejeda Vega & Sierra Sosa 2002).

2.1.2. Barbing

Das in der Oberpfalz, nahe Regensburg liegende frühmittelalterliche Gräberfeld Barbing-Kreuzhof, wurde im Jahr 1975 durch H.-J. Werner von der Außenstelle Regensburg des Bayrischen Landesamts für Denkmalpflege entdeckt und von Mitarbeitern derselben Stelle bis Herbst 1976 ausgegraben. Es handelt sich um eine germanische Bevölkerung, die von Geisler (1983) auf das beginnende vierte bis fünfte Jahrhundert nach Christus datiert wurde. Ein kleiner Teil der Skelete stammt möglicherweise auch aus dem sechsten nachchristlichen Jahrhundert. Derzeit befindet sich die Skeletserie als Leihgabe der Anthropologischen Staatssammlung

München in der Abteilung Anatomie und Embryologie der Georg-August-Universität Göttingen.

Barbing war eine sehr ärmliche, kleine Bauernsiedlung. Es wird angenommen, dass es sich um eine Gemeinschaft handelte, die von neu in die Region eingewanderten Bevölkerungsgruppen relativ isoliert lebte (Schultz, persönliche Mitteilung). Wie arm Barbing war, lässt sich vor allem an den archäologischen Artefakten ablesen. Die geborgenen Gräber enthielten kaum Grabbeigaben (Geisler 1983; Geisler 1984). So gab es vermutlich auch keine bedeutende Sozialschichtung. Vielmehr handelte es sich um eine reine Bauernsiedlung, bei der die vielschichtige Stammesbildung der frühmittelalterlichen Baiern nicht vorzufinden war. Die isolierte Lebensweise stellte die Bewohner der Siedlung vor besonders hohe körperliche Herausforderungen. Sie erwirtschafteten ihren Lebensunterhalt fast völlig autark. Armut, harte Arbeitsbedingungen sowie schlechte Wohn- und Hygienebedingungen zeigen sich unter anderem darin, dass bei den Barbingern im Vergleich zu anderen frühmittelalterlichen Populationen ein sehr hohes Auftreten von Krankheitsspuren nachgewiesen werden konnte (Detken 1991; Schlomm 2000). Zu diesen zählen Spuren von Mangelkrankheiten, wie z.B. Skorbut und Rachitis, wovon insbesondere die Frauen der Siedlung betroffen waren (Detken 1991). Auch ließen sich besonders häufig degenerative Gelenkveränderungen dokumentieren. Laut Detken (1991) waren letztere besonders bei den Männern auffällig und traten bereits im frühen Erwachsenenalter in Erscheinung. Die arthrotischen Veränderungen zeigten sich vor allem an der Wirbelsäule sowie an den Gelenken der Schulter, des Ellenbogens und der Hüfte. Schwächere degenerative Erscheinungen waren dagegen am Kniegelenk zu finden. Auch bei den Frauen von Barbing waren die degenerativen Gelenkveränderungen laut Detken (1991) im Verhältnis zu anderen germanischen Populationen bemerkenswert ausgeprägt, im Vergleich zu den Männern von Barbing waren sie jedoch deutlich schwächer.

Feldbau und Viehzucht deckten den Nahrungsbedarf der Menschen. Aufgrund des gemäßigten Klimas und des Wechsels der Jahreszeiten war der Ackerbau eine saisonale Beschäftigung. Zum Auflockern der Erde nutzten die Barbinger Ochsen oder Kühe als Zugtiere und Hakenpflüge. Bei letzteren handelt es sich um einfache metallene Haken, die unter hohem Kraftaufwand hinter dem Zugtier durch den Boden gezogen werden. Geerntet wurde mit Sicheln und um ausgestreute Samen aus ihren Hülsen zu drücken verwendeten die Barbinger Dreschen (Küster 1988). Es wurden mehrere Getreidesorten angebaut. Die wichtigste war die Gerste, aus welcher Eintöpfe, Brei und Bier hergestellt wurden. Auch Dinkel und Weizen wurden angebaut sowie

Hülsenfrüchte, wie Erbsen, Linsen, Feldbohnen und Flachs. Insgesamt war die Feldarbeit mühsam und zeitaufwendig und der Lebensraum sehr unwirtschaftlich. Das geerntete Getreide wurde mit Hilfe von Drehmühlen gemahlen. Dabei handelt es sich um einem runden Läuferstein, der auf einem passend dazu geformten Bodenstein aufliegt und um eine hölzerne Achse gedreht wird. Durch diese Erfindung wurden die Frauen von der ausdauernden und kraftfordernden Arbeit des Mahlens mit Reibstein und Reibwalze, wie bei den Maya üblich, befreit (Brunner 1988; Küster 1988).

Zu den von den Bajuwaren gehaltenen Tieren gehörten Rinder, Schweine, Ziegen, Maulesel, Pferde, Hunde sowie Haushühner (Menghin 1980; Prinz 2003). Die als Zugtiere genutzten Rinder und Ochsen wurden erst nach einer langen Lebensdauer geschlachtet. Nicht nur die Feldarbeit, sondern auch die Schlachtzeiten wurden durch den Wechsel der Jahreszeiten diktiert. Nur ein geringer Teil des Viehbestands konnte über den Winter gebracht werden. So waren große Herbstschlachtungen üblich. In den Barbinger Gräbern konnte, im Vergleich zu benachbarten bajuwarischen Siedlungen, zudem ein relativ hoher Anteil an Jagdtierknochen (4,5%) gefunden werden. Offensichtlich reichte die Viehhaltung nicht aus, um den gesamten Fleischbedarf zu decken (von den Driesch & Boessneck 1988). Zu den geborgenen Tieren gehörte Großwild wie Elche, Rehe und Wildschweine, die vermutlich mit Lanzen, die als Wurf- oder Stoßwaffen genutzt wurden, gejagt wurden. Kleinwild wurde mit Fallen gefangen. Hin und wieder, vor allem in der Fastenzeit, wurden von den Barbingern auch Fische verspeist. Ihr Anteil am Ernährungsspektrum der Barbinger war jedoch äußerst gering (von den Driesch & Boessneck 1988).

Während zu jener Zeit im entsprechenden Lebensraum Pferde eine wesentliche Rolle bei der Fortbewegung und beim Transport spielten, gab es in Barbing, laut einer Analyse des Tierknochenbestands der geborgenen Gräber, nur wenige Pferde. Im gesamten Tierknochenbestand waren Pferdeknochen mit nur 0,5% vertreten, in Kirchheim (800-1700 n.Chr.), einer nahegelegenen bajuwarischen Siedlung, machten sie im Vergleich dazu beispielsweise 7% aus (von den Driesch & Boessneck 1988). Der geringe Anteil an Pferdeknochen in den Barbinger Funden liefert einen weiteren Hinweis auf den niederen Sozialstatus der dortigen Bewohner.

Es gab bei den Barbingern eine geschlechtsspezifische Arbeitsteilung. Pflügen und Ernten, Jagd und Fischfang waren vorwiegend die Aufgaben der Männer. Frauen kümmerten sich primär um die Nahrungszubereitung und um Tätigkeiten wie beispielsweise das Spinnen und Weben sowie den Anbau im Garten. Um das Vieh kümmerten sich Männer und Frauen gemeinsam (von den Driesch & Boessneck 1988). Handelstätigkeiten waren an der Siedlung von geringerer Bedeutung. Sie beschränkten sich auf den Handel weniger ansonsten unerreichbarer Naturalien, wie beispielsweise Salz zur Konservierung von Fleisch und Käse (Koller 1988).

2.2. Charakterisierung der Stichproben

Aus beiden Skeletserien wurden zunächst die Individuen ausgewählt, deren Sterbealter zwischen dem 20. und dem 50. Lebensjahr lag. Hierdurch wurde vermieden, dass Individuen mit altersbedingten Veränderungen der Compacta enthalten sind⁷. Auch Individuen mit Osteoporose

⁷ Beim Erwachsenen lassen sich generelle, physiologische Veränderungen der Knochengeometrie feststellen. Feik et al. (1996) registrierten an einer rezenten forensischen Stichprobe bei Männern bis zum Alter von 70 Jahren eine leichte, aber kontinuierliche Zunahme der subperiostalen Fläche und nach Erreichen dieses Lebensalters eine leichte Abnahme. Bei Frauen dagegen zeigte sich bis zum Eintritt der Menopause eine relative Stabilität der Größe der subperiostalen Fläche, die erst in den ersten zwei Lebensjahrzehnten nach der Menopause erkennbar zunimmt. (Es muss an dieser Stelle erwähnt werden, dass das Alter bei Beginn der Menopause stark variiert. Bedauerlicherweise erwähnen die Autoren in ihrer Abhandlung nicht, auf welches Alter sie den Beginn der Menopause in ihrer Studie festgelegt haben.) Die Ursache für die graduelle Zunahme der subperiostalen Fläche ist bei Männern und Frauen ein lebenslang anhaltendes, schwaches, aber kontinuierliches appositionelles Wachstum. Parallel dazu lässt sich eine fortwährende endostale Resorption beobachten. Letztere beschleunigt sich laut Feik et al. (1996) bei Frauen nach dem Erreichen der Menopause, bei Männern dagegen etwas später. Sobald die Beschleunigung der endostalen Resorption einsetzt, nimmt die Compactafläche trotz der kontinuierlichen Zunahme der subperiostalen Fläche langsam ab. Da das Knochenmaterial bei Frauen später an- und früher abgebaut wird, ist der Nettoverlust bei ihnen insgesamt größer. Bei den Männern bleibt die mechanische Belastbarkeit durch die kontinuierliche Umverteilung von Material von der Hauptachse des Knochenschafts weg, bis ins hohe Alter erhalten. Ingenieursstudien zufolge reicht es, nur 30% des endostal abgebauten Materials periostal zu ersetzen, um die mechanische Belastbarkeit eines Röhrenknochens aufrecht zu erhalten (Martin 1993). Bei Frauen bleibt die mechanische Belastbarkeit jedoch nicht erhalten. Sie geht im Laufe des Lebens zurück. Die größte Diskrepanz zwischen der mechanischen Belastbarkeit von Männern und Frauen tritt in der Zeit von der fünften bis zur siebten Dekade auf, wenn sich Frauen in der peri- bzw. der postmenopausalen Periode befinden. Insgesamt liegt der Schwund an Compactafläche bei Männern und Frauen in der Altersspanne von 34 bis 84 Jahren laut Stein et al. (1998) bei durchschnittlich 10%. Die größte Compactafläche wird in der Regel im Alter von 34 Jahren erreicht. Anschließend nimmt die Compactafläche pro Lebensjahrzehnt um 1,7-4% ab (Feik, Thomas & Clement 1996).

Da der Ablauf der physiologischen Veränderungen der Knochengeometrie geschlechtsspezifisch ist und mit dem Zeitpunkt der Menopause zusammenhängt, spricht vieles dafür, dass Hormone die Hauptursache derselben sind (Feik, Bruns & Clement 2000; Feik, Thomas & Clement 1996; Martin 1993; Martin & Atkinson 1977; Stein et al. 1998). Auch der altersbedingte, graduelle Abbau von Muskelmasse und die daraus resultierende verringerte mechanische Belastung, könnten eine Rolle spielen (Frost 1997a). Ein Argument hierfür ist die Tatsache, dass der Netto-Knochenverlust durch eine hohe körperliche Aktivität besser aufgehalten werden kann, als durch verabreichte Hormonpräparate (Judex, Whiting & Zernicke 1999). Der eigentliche Grund für die graduelle Zunahme der Compactafläche könnte die Abnahme der mechanischen Belastbarkeit des Knochenmaterials durch den sekundären Umbau sein (vgl. Kapitel 2.1.4.). Möglicherweise wird die abnehmende mikrostrukturelle Festigkeit durch eine zunehmende Querschnittsfläche mechanisch kompensiert (Bouxsein 1999; Ruff & Hayes 1983b).

wurden aus der Stichprobe ausgeschlossen (soweit dies mittels des jeweils angewendeten Analyseverfahrens möglich war (vgl. Kapitel 6.3.1.)). Bei den jüngeren Individuen galt die vollständige Verknöcherung der Epiphysenfugen als Aufnahmekriterium. Zuletzt wurden Individuen mit Spuren krankhafter Prozesse aus der Stichprobe ausgeschlossen. Pathologische Prozesse können gravierende Strukturveränderungen des Knochens bewirken. Zu den sich am Knochen manifestierenden Krankheiten bzw. Krankheitsbildern gehören neben der bereits erwähnten Osteoporose, beispielsweise auch die Osteomyelitis, die Periostitis oder der Hyperparathyroidismus. Bei der Untersuchung archäologischer Skeletserien spielen Infektionskrankheiten wie Syphilis, Lepra und Tuberkulose sowie ernährungsbedingte Krankheiten, wie Skorbut oder Rachitis eine wichtige Rolle (Schultz 2001). Manche dieser Krankheiten verursachen eine intensiverte Knochenformation, welche lokal begrenzt oder im ganzen Knochen auftreten kann. Andere Krankheiten wiederum erhöhen die Intensität der Resorption (Jesserer 1971; Klümper 1982; Mundy 1995; Raisz 1999). Dadurch kann die Form des Knochens erheblich verändert werden. Auch die Einschränkung der körperlichen Aktivität eines Individuums durch eine Krankheit oder eine körperliche Behinderung verursacht im Laufe der Zeit Veränderungen am Knochen. Diese zeigen sich in Form von Inaktivitätsatrophien, welche sich durch einen hohen Materialverlust, eine stark verringerte Knochenumbauaktivität und damit durch einen Verlust der mechanischen Stabilität eines Knochens kennzeichnen. Sie sind unter anderem bei Astronauten nach längeren Aufenthalten im schwerelosen Weltall feststellbar (Donaldson et al. 1970; Meade 1989; Perry 1992; Schultz 1997; Suda 1998). Auch die Behinderung eines einzelnen Körperteils, beispielsweise durch eine Fraktur, kann die Teilnahme eines Menschen am normalen Tätigkeitsspektrum einer Gesellschaft verhindern (vgl. z.B. Perry 1992). Da sich nicht alle Krankheiten am Knochen manifestieren, kann nicht völlig ausgeschlossen werden, dass Individuen mit eingeschränkten Aktivitätsmustern in die Stichprobe miteingeflossen sind. Dies ist einer der Gründe dafür, dass die jeweils untersuchten Stichproben nicht zu klein gewählt sein dürfen (Bridges, Blitz & Solano 2000).

Tabelle 3 zeigt die Stichprobengröße sowie die Altersverteilung der Xcambóer und der Barbinger Stichproben. Die Alters- und Geschlechtsbestimmung wurden für die Xcambóer Skelete von Vera Tiesler Blos sowie Araceli Hurtado Cen an der Universidad Autónoma de Yucatán und für die Barbinger Skelete von Sven Detken an der Georg-August-Universität Göttingen durchgeführt:

Tabelle 3: Individuenzahl (nach Geschlecht) und Altersverteilung der Xcambóer und Barbinger Stichprobe

	Männer			Frauen		
	n	Alter ¹	SD	n	Alter ¹	SD
Xcambó	94	39,0	10,4	79	40,6	11,5
Frühes Klassikum	20	37,2	11,4	11	36,4	11,3
Spätes Klassikum	72	39,2	10,0	67	41,5	11,5
Epoche unbekannt	2	37,5	-	-	-	-
Barbing	36	44,9	11,3	27	39,4	14,4

n = Anzahl der Individuen, SD = Standardabweichung, ¹durchschnittliches Sterbealter

Die Schaftmitte ist die Stelle, an der die Diaphyse während einer Biegung ihre größte Spannung erfährt (Biewener 1992). An ihrem Querschnitt erfolgte aus diesem Grund die computergestützte, biomechanische Analyse. Während enthesiopathische Veränderungen auch an fragmentierten Langknochen untersucht werden können, muss der Erhaltungszustand eines Knochens für die biomechanische Analyse besonders gut sein, um eine exakte Bestimmung der Schaftmitte vornehmen zu können. Voraussetzung hierfür ist eine nicht-fragmentierte, fast vollständig erhaltene Diaphyse. Daher wurde die in Tabelle 3 aufgeführte Stichprobe für die Formanalyse weiter aufgeteilt. Tabelle 4 zeigt, wie viele Individuen die Erhaltungszustandskriterien für die biomechanische Analyse erfüllten.

Tabelle 4: Individuenzahl (nach Geschlecht) und Altersverteilung der Xcambóer und Barbinger Stichprobe für die biomechanische Analyse

	Männer			Frauen		
	n	Alter ¹	SD	n	Alter ¹	SD
Xcambó	44	39,9	6,9	35	38,0	10,0
Frühes Klassikum	13	40,3	8,0	8	34,7	12,2
Spätes Klassikum	31	39,8	6,6	27	39,0	9,3
Barbing	28	43,2	11,2	16	33,9	13,2

n = Anzahl der Individuen, SD = Standardabweichung, ¹durchschnittliches Sterbealter

Humerus und Femur wurden aus den folgenden Gründen für die computergestützte biomechanische Analyse ausgewählt: zum einen stimmen diese beiden Knochen, im Gegensatz zu den anderen Langknochen, ihre Form betreffend, am besten mit der eines Balkens überein (Biewener 1992). Zum anderen sind Humerus und Femur die einzigen Langknochen, die nicht paarweise auftreten, das heißt sie werden nicht durch einen zweiten Knochen mechanisch unterstützt, so dass eine Rekonstruktion der auf ihnen lastenden Kräfte besser möglich ist. Auch

liegt dadurch eine bessere Übereinstimmung zwischen der tatsächlichen Hauptbelastungs- und der Diaphysenachse des Knochens vor (Pauwels 1965).

3. METHODEN

3.1. Materialbearbeitung und Datenerhebung

3.1.1. Invasive Materialbearbeitung

Um die Querschnittsbilder der Schaftmitte der zu untersuchenden Langknochen zu erhalten, wurde für die Knochen der Xcambóer Skeletserie ein invasives Verfahren angewendet. Dafür wurden aus den Diaphysen der ausgewählten Langknochen 2 cm lange Proben herausgesägt. Vor dem Heraussägen der Proben wurde die Position der Schaftmitte anhand der maximalen Knochenlänge (vgl. Martin 1957) ermittelt. Bei Knochen mit fragmentierten Epiphysen wurde die Knochenmitte mittels einer genauen Betrachtung anatomischer Merkmale am Knochen und einer Miteinbeziehung der Knochenlängen anderer erhaltener Langknochen des gleichen Individuums bestimmt. Die entsprechende Stelle am Knochen wurde markiert. Von der Mitte aus wurden jeweils 1 cm proximal und 1 cm distal weitere Markierungen gesetzt. Die so festgelegten 2 cm langen Zylinder wurden aus dem Knochen herausgesägt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Schnittflächen senkrecht zur Knochenachse lagen, da eine stärkere Verlagerung der Querschnittsebene eine Veränderung des Querschnittsbilds verursacht.

Die zylinderförmigen Knochenproben wurden nach dem Heraussägen circa 24 Stunden lang in Dichlormethan eingelegt. Vor dort aus wurden sie direkt in das Kunststoffharz Biodur® E 12 eingebettet. Zwischen dem Dichlormethan und dem Kunststoffharz besteht eine Druckdifferenz, welche eine optimale Durchtränkung der Knochenprobe fördert. Die eingebetteten Proben wurden circa 5 bis 6 Stunden im Exsikkator evakuiert, um sie von eingeschlossenen Luftblasen zu befreien und eine völlige Durchtränkung des Knochens mit dem Kunststoffharz zu gewähren. Anschließend benötigt das Biodur® bei Raumtemperatur circa drei bis vier Wochen, um vollständig zu erhärten (vgl. Schultz 1988; Schultz & Drommer 1983).

Nach Erhärtung des Kunsthharzes wurde überschüssiges Material um den Knochen herum mit einer Säge entfernt, so dass die Knochenprobe in einem rechteckigen Block vorlag. Aus diesem wurde mit der Bühler Low Speed Saw Isomet eine 0,7 mm dünne Scheibe herausgesägt, deren Unterseite exakt dem Querschnittsbild der Schaftmitte entsprach. Diese Scheibe wurde mit der entsprechenden Seite auf einem Objektträger befestigt. Nach Erhärtung des zur Befestigung

verwendeten Biodur® wurden sie von Hand auf handelsüblichem Schleifpapier auf eine Dicke von circa 100 µm heruntergeschliffen. Sobald die Osteonenstruktur im Mikroskop klar und deutlich erkennbar war, wurden die Schlitze poliert und mit Biodur® E 12 eingedeckelt.

Für die anschließende computergestützte, biomechanische Analyse wurden die fertigen Dünnschliffe mit dem Scanner Epson Twain 5 bei einer Auflösung von 1200 dpi eingescannt. Parallel wurde ein Maßband eingescannt. Die eingescannten Bilder wurden mit Photoshop 7.0 bearbeitet, um den Kontrast zwischen Bild und Hintergrund hervorzuheben, die Farbinformation zu löschen und postmortale Einlagerungen, wie beispielsweise Pflanzenwurzeln oder Erde, aus dem Bild zu entfernen.

3.1.2. Computertomographie

Die Langknochen der Barbinger Skelete wurden in der Abteilung Neuroradiologie der Universität Göttingen mit dem Computertomographen Aquilion (Toshiba) geröntgt. Dabei wurden die Knochen so im Gerät positioniert, dass ihre Längsachse orthogonal zur geröntgten Ebene lag. Es wurde von jedem Knochen eine 4 mm-dicke Schicht geröntgt und als Graphik ausgegeben.

3.2. Mikroskopische Methoden

Ein übliches histomorphologisches Verfahren zur mikrostrukturellen Analyse der funktionellen Anpassung bzw. zur Untersuchung individueller physischer Belastungsmuster ist die „Point Count Method“ (Burr, Ruff & Thompson 1990; Iwaniec et al. 1998; Parfitt et al. 1987; Robling & Stout 2003; Skedros, Hunt & Bloebaum 2004; Skedros, Mason & Bloebaum 2001; Stout 1982). Dabei werden sekundäre Osteone, Typ II-Osteone (dabei handelt es sich um zwei Osteone, von denen eins im Querschnitt komplett innerhalb des anderen liegt), Doppelosteone (Osteone, an denen sich zwischen zwei Lamellen eine Wachstumsunterbrechung in Form einer Kittlinie nachweisen lässt), driftende Osteone, Schaltlamellen sowie Resorptionshöhlen im gesamten Querschliff oder in ausgewählten Zählspuren quantitativ erfasst. Mittels mathematischer Formeln kann anschließend die Umbaurate des untersuchten

Compactaquerschnitts ermittelt werden. Dazu wird, stark vereinfacht, die Quantität der mikrostrukturellen Elemente auf die Gesamtfläche umgerechnet. Je höher die Umbaurate, desto höher war die physische Belastung eines Knochens bzw. einer Knochenregion.

Oftmals wird nicht die gesamte Compacta ausgezählt, sondern die topographische Zählmethode gewählt, bei der nur ausgesuchte Zählspuren in einzelnen Sektoren des Querschnitts erfasst werden (Iwaniec et al. 1998). Auf diese Weise kann die Umbauaktivität zwischen mehreren Individuen, aber auch zwischen den einzelnen Sektoren der Compacta miteinander verglichen werden (vgl. z.B. Skedros et al. 2003; Skedros, Mason & Bloebaum 1994). Des weiteren ist der Zeit- und Arbeitsaufwand im Vergleich zu einer Auszählung eines gesamten Compactaquerschnitts deutlich geringer. Laut einer Studie von Iwaniec et al. (1998) kann anhand schmaler Zählspuren nahezu die gesamte Variabilität eines Compactaquerschnitts aufgezeigt werden.

Die Methode setzt voraus, dass der jeweils auszuzählende Compactaabschnitt keine großflächigen Bereiche aufweist, in denen die Mikrostruktur Besonderheiten aufweist, das heißt strukturell von der „normalen“ Mikrostruktur abweicht. Um dies zu überprüfen, wurden alle vorhandenen Dünnschliffpräparate zunächst kartiert, das heißt auffällige Struktureigenschaften in eine Abbildung des Querschnitts eingezeichnet.

3.3. Computergestützte, biomechanische Analyse

3.3.1. Untersuchungsvariablen

Der computergestützten Ermittlung von Trägheitsmomenten im Querschnitt diene das Programm Scion Image 4.0.2.⁸ sowie ein von Christopher Ruff von der John-Hopkins-Universität Baltimore im Internet zur Verfügung gestelltes Macro mit dem Namen „Momentmacro“ (Internetdownloadquelle: www.hopkinsmedicine.org/FAE/mmacro.htm. Stand: 10.5.2005).

⁸ Das Programm Scion Image 4.0.2. wurde vom US National Institute of Health entwickelt.

Die Querschnittsfläche einer Langknochendiaphyse gilt als ein Maß ihrer Druckbelastbarkeit. Ausdruck der mechanischen Biegebelastbarkeit in einer bestimmten Richtung sind dagegen die Trägheitsmomente. Diese berechnen sich aus der Größe der Querschnittsfläche sowie der Verteilung des Materials im Querschnitt, um eine bestimmte Achse herum. Ein hohes Trägheitsmoment entspricht einer stärkeren Biegebelastbarkeit, ein geringes Trägheitsmoment einer geringeren Biegebelastbarkeit.

Die Trägheitsmomente (I) werden folgendermaßen berechnet:

- Die gesamte Querschnittsfläche wird in kleine quadratische Flächen (dA) aufgeteilt.
- Jede dieser Flächen wird mit ihrer quadrierten Distanz von der neutralen Achse (y^2) multipliziert.

$$I = \int_A y^2 \cdot dA$$

Das Trägheitsmoment I wird in der Einheit mm^4 ausgedrückt.

Vom Programm werden automatisch alle Trägheitsmomente entlang jedes möglichen, im Querschnitt orthogonal verlaufenden Achsensystems, ermittelt. Das größte Trägheitsmoment im Querschnitt ist I_{\max} , das kleinste ist I_{\min} (Abbildung 4).

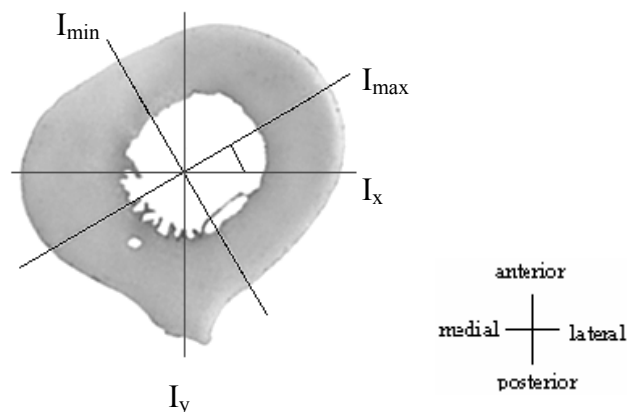


Abbildung 4: Querschnitt der Schaftmitte eines Femurs. I_x entspricht der medio-lateralen Achse (und drückt die Biegebelastbarkeit in antero-posteriorer Richtung aus). I_y entspricht der antero-posterioren Achse (und drückt die Biegebelastbarkeit in medio-lateraler Richtung aus). I_{\max} ist die Achse, um die das maximale Trägheitsmoment I_{\max} gemessen wird. I_{\min} liegt orthogonal zu I_{\max} und entspricht der Achse des minimalen Trägheitsmoments. Ansicht von proximal auf den Knochenquerschnitt.

I_{\max} und I_{\min} beschreiben die größte bzw. die kleinste Biegebelastbarkeit des Schafts. Das entlang der medio-lateralen Achse des Knochens berechnete Trägheitsmoment wird als I_x bezeichnet. I_x drückt folglich die Biegebelastbarkeit eines Knochenschafts in antero-posteriorer Richtung aus. Das Trägheitsmoment in antero-posteriorer Ebene wird als I_y bezeichnet. Es beschreibt die Biegebelastbarkeit in medio-lateraler Richtung (Ruff & Hayes 1983a).

Die maximale mechanische Resistenz eines Balkens gegenüber generellen Biegungskräften und Drehkräften beschreibt das polare Trägheitsmoment J . Dieses gilt als Ausdruck der generellen Robustizität bzw. Biegebelastbarkeit eines Knochens (Martin, Burr & Sharkey 1998; Ruff & Hayes 1983a). Die Berechnung des polaren Trägheitsmoments erfolgt nach dem gleichen Prinzip wie die Berechnung der anderen Trägheitsmomente, jedoch wird in der Formel die quadrierte Distanz von der neutralen Achse durch die quadrierte Distanz vom Mittelpunkt des Querschnitts (r) ersetzt.

$$J = \int_A r^2 \cdot dA$$

Das Resultat dieser Formel ist äquivalent zur Summe zweier beliebiger, senkrecht zueinander stehender Trägheitsmomente im Querschnitt. J kann also auch folgendermaßen berechnet werden:

$$I_x + I_y \quad \text{oder} \quad I_{\max} + I_{\min}$$

Die vom Programm ermittelten Untersuchungsvariablen sind in der folgenden Liste aufgeführt:

Tabelle 5: Untersuchungsvariablen der biomechanischen Analyse, Teil 1

Variable	Beschreibung	Einheit
TA ⁹	Gesamtfläche des Diaphysenquerschnitts.	mm ²
CA	Fläche der Compacta des Querschnitts. Diese gilt als Maß für die generelle axiale Zug- und Druckfestigkeit eines Knochens und ist folglich Ausdruck der generellen Robustizität eines Knochenschafts.	mm ²
I_x	Trägheitsmoment gemessen entlang der medio-lateralen Knochenachse.	mm ⁴
I_y	Trägheitsmoment gemessen entlang der antero-posterioren Knochenachse.	mm ⁴
I_{max}	Größtes Trägheitsmoment.	mm ⁴
I_{min}	Kleinstes Trägheitsmoment, orthogonal zu I _{max} .	mm ⁴
Theta	Winkel zwischen der medio-lateralen Achse (I _x -Achse) und der maximalen Biegungsachse (I _{max}) (gegen den Uhrzeigersinn gemessen). Dieser beschreibt die Orientierung der größten Biegeingridität.	°

Zusätzlich können die folgenden Variablen berechnet werden:

Tabelle 6: Untersuchungsvariablen der biomechanischen Analyse, Teil 2

Variable	Beschreibung	Einheit
MA	Fläche der Knochenmarkröhre (TA-CA).	mm ²
J	Polares Trägheitsmoment. Das polare Trägheitsmoment oder auch Torsionsmoment ist ein Maß für die Torsionsbelastbarkeit eines Knochenschafts. Es beschreibt zudem die generelle Biegebelastbarkeit einer Langknochendiaphyse.	mm ⁴
I_x/I_y	Verhältnis der antero-posterioren zur medio-lateralen Biegebelastbarkeit im Querschnitt. Liegt der Wert höher als 1,0, ist die antero-posteriore Ausdehnung des Querschnitts größer als die medio-laterale. Ist die medio-laterale Ausdehnung größer als die antero-posteriore, liegt der I _x /I _y -Wert unter 1,0.	
I_{max}/I_{min}	Zirkularitätsgrad. Dieser beschreibt das Verhältnis von maximaler zu minimaler Schaftausdehnung. Liegt der Wert nahe bei 1,0, ist das Verhältnis ausgeglichen und der Schaftquerschnitt weist eine runde Form auf.	

⁹ Zur Berechnung der Gesamtfläche TA wird vom Programm ein Rechteck um den Knochenquerschnitt konstruiert, dessen Fläche als TA ausgegeben wird. Diese Fläche entspricht jedoch nicht der tatsächlichen Gesamtfläche des Querschnitts. Zur Berechnung der tatsächlichen Querschnittsfläche wurde die Knochenmarkröhre jedes Knochens im Adobe Photoshop ausgefüllt. Berechnet man dann erneut die Flächen und Trägheitsmomente, so entspricht CA der tatsächlichen Querschnittsfläche TA. Im vorliegenden Text bezeichnet TA die tatsächliche Querschnittsfläche eines Knochens.

3.3.2. Standardisierung

Die Form und die Größe des Querschnitts eines Knochenschafts sind das Produkt mehrerer Einflussgrößen (vgl. auch Kapitel 2.4.). Rein mechanisch wirken sich vor allem drei Faktoren auf die Entwicklung des Knochenschafts aus:

1. **Knochenlänge**

Je länger ein Knochen, desto mehr Kraft muss sein Träger aufwenden, um ihn um seinen Fixpunkt herum zu bewegen. Je größer ein Mensch und je länger seine Extremitäten, desto stärker wird der Knochen bei jeder Bewegung beansprucht und desto größer ist seine Anpassungsreaktion. Aus diesem Grund muss dieser Einflussfaktor, insbesondere beim Vergleich zweier Populationen mit unterschiedlich großen durchschnittlichen Körperhöhen, kontrolliert werden. Dadurch kann verhindert werden, dass der Anteil der Belastbarkeit eines Knochens, welcher das Resultat unterschiedlicher Körperhöhen bzw. Knochenlängen, und nicht das eines höheren Aktivitätslevels ist, als letzteres fehlinterpretiert wird (Ruff et al. 1993; Ruff 2000b; Trinkaus & Churchill 1999).

2. **Körpergewicht¹⁰**

Die Beine eines 90 kg schweren Menschen werden bei jedem Auftreten einer deutlich höheren mechanischen Belastung ausgesetzt als die Beine einer nur 50 kg schweren Person. Schwerere Individuen zeichnen sich dementsprechend durch höhere Biegebelastungen aus, die nicht auf eine höhere Aktivität, sondern auf das höhere Körpergewicht, zurückzuführen sind. Um zu verhindern, dass eine größere Biegebelastbarkeit eines schwereren Individuums als das Resultat eines höheren Aktivitätslevels fehlinterpretiert wird, muss auch dieser Einflussfaktor kontrolliert werden (Ruff et al. 1993; Ruff 2000b; Ruff, Scott & Liu 1991).

3. **Größe der Muskelkraft**

Die Muskelkraft macht circa 70% der Biegebelastung eines Langknochens aus. Ihre Höhe hängt ab von der Aktivität eines Individuums. Sie ist der Einflussfaktor, der in dieser Arbeit von Interesse ist.

Vergleicht man Populationen, die sich in Körperhöhe und Körpergewicht signifikant unterscheiden, ist eine Standardisierung der Daten unabdingbar, um die Wirkung des

¹⁰ Zur Rekonstruktion des Körpergewichts am Skelet, siehe Kapitel 4.3.2.2.

Einflussfaktors „Muskelkraft“ von der Wirkung der anderen mechanischen Einflussfaktoren zu separieren. Die derzeit üblichste Methode ist eine Standardisierung der Querschnittsflächenmaße (TA, MA, CA) mit dem rekonstruierten Körpergewicht sowie eine Standardisierung der Trägheitsmomente (I_{\max} , I_{\min} , I_x , I_y , J) mit dem Produkt aus dem geschätzten Körpergewicht und der Knochenlänge (Ruff 2000b). Da es sich bei I_{\max}/I_{\min} und I_x/I_y um Verhältnismaße handelt, müssen sie nicht standardisiert werden.

Formeln zur Standardisierung:

Querschnittsflächenmaß standardisiert = Querschnittsflächenmaß / geschätztes Körpergewicht

Trägheitsmoment standardisiert = (Trägheitsmoment / geschätztes Körpergewicht * Knochenlänge)*1000

Bestehen zwischen untersuchten Populationen Unterschiede in den Körperproportionen, sind die erwähnten Standardisierungsformeln für alle Knochen der oberen und der unteren Extremität zu bevorzugen (Ruff 2000b). Die Ansicht, dass zur Standardisierung der Werte der oberen Extremität aufgrund der fehlenden mechanischen Belastung durch das Körpergewicht eine Standardisierung durch die Knochenlänge ausreicht, wird damit abgelehnt. Studien zufolge werden durch eine entsprechend vereinfachte Standardisierung für die biomechanischen Untersuchungsvariablen von Populationen mit kürzeren Extremitäten zu hohe Werte produziert, das heißt ihre mechanische Belastbarkeit wird fälschlicherweise überschätzt (Ruff 2000b).

3.3.2.1. Rekonstruktion der Körperhöhe

Tabelle 7 und Tabelle 8 verdeutlichen die Körperhöhendifferenz zwischen den Maya und der germanischen Population. Während die Maya besonders kleine Menschen waren (vgl. auch Danforth 1999; Haviland & Moholy-Nagy 1992; Storey 1999; Tiesler Blos 2001a), zeichnet sich die germanische Population durch eine besonders große Körperhöhe aus (vgl. auch Kuckenberg 2004). Aus Tabelle 7 kann ersehen werden, dass die Unterschiede der größten Knochenlängen von Humerus und Femur zwischen den beiden Stichproben signifikant sind. Es ist jeweils der Mittelwert aus der Knochenlänge des rechten und des linken Knochens aufgeführt.

Tabelle 7: Populationsdifferenz der Humerus- und der Femurlängen (in mm) der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen (Mann-Whitney-U-Test)

	Xcambó	Barbing	Populationsdifferenz	
	M (n) ± S	M (n) ± S	p	U
HUMERUS				
Männer	310,56 (22) ± 13,37	349,03 (17) ± 20,87	0,025	21,00 *
Frauen	280,37 (13) ± 16,83	302,94 (8) ± 23,24	0,000	90,50 ***
FEMUR				
Männer	434,96 (25) ± 16,63	485,34 (28) ± 30,28	0,000	40,00 ***
Frauen	397,65 (23) ± 20,62	426,58 (18) ± 22,62	0,000	71,50 ***

M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, U: Testwert, Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant).

Langknochenlängen verhalten sich proportional zur Körperhöhe. Aus diesem Grund können sie zur Rekonstruktion der Körperhöhe herangezogen werden. Da die Körperhöhe populationsabhängig variiert, wurden zu ihrer Berechnung für die beiden Populationen jeweils unterschiedliche Formeln eingesetzt¹¹:

Formeln zur Rekonstruktion der Körperhöhe:

Maya (DelÁngel & Cisneros 2004):

Männer: $63,89 + 2,262 \cdot \text{größte Femurlänge (in cm)}$

Frauen: $47,25 + 2,588 \cdot \text{größte Femurlänge (in cm)}$

Germanische Populationen (Bach 1965; Rösing 1988)¹²:

Männer: $943,1 + 1,645 \cdot \text{größte Femurlänge (in mm) (Rösing 1988)}$

Frauen: $1066,9 + 1,313 \cdot \text{größte Femurlänge (in mm) (Bach 1965)}$

¹¹ Es wurde jeweils nur eine Formel zur Berechnung der Körperhöhe eingesetzt, da die Ergebnisse nur die Funktion eines tendenziellen Richtwerts haben, anhand welchem die Differenz zwischen den beiden untersuchten Populationen veranschaulicht werden soll. Eine exaktere Körperhöhenrekonstruktion kann erreicht werden, indem mehrere Formeln eingesetzt werden (neben dem Femur können auch die anderen Langknochen der Körperhöhenrekonstruktion dienen) und der arithmetische Mittelwert aus den entsprechenden Ergebnissen ermittelt wird. Da zur Standardisierung jedoch nicht die rekonstruierte Körperhöhe, sondern die jeweilige maximale Knochenlänge dient, wurde auf ein aufwendigeres Verfahren zur Rekonstruktion der Körperhöhe an dieser Stelle verzichtet.

¹² Bach (1965) entwickelte anhand seiner Referenzserie nur eine Formel zur Ermittlung der Körperhöhe weiblicher Individuen. Die entsprechende Skeletserie wurde noch vor den Bemühungen Rösings (1988), eine Formel zur Ermittlung der Körperhöhe männlicher Individuen zu entwickeln, durch einen Brand zerstört. Aus diesem Grund wurden die beiden hier aufgeführten Formeln mit Hilfe zweier unterschiedlicher Skeletserien entwickelt.

Tabelle 8: Minimale, maximale und durchschnittliche Körperhöhe der Xcambóer und Barbinger in cm

	n	Min	Max	M	S
Xcambó					
Männer	26	153,01	170,09	161,99	4,45
Frauen	20	141,97	160,35	149,94	4,84
Barbing					
Männer	27	167,02	183,14	174,03	4,99
Frauen	19	157,96	167,81	162,77	2,91

n: Anzahl der Individuen, Min: minimale Körperhöhe, Max: maximale Körperhöhe, M: arithmetischer Mittelwert, S: Standardabweichung.

Die durchschnittliche Körperhöhe der Xcambóer Männer liegt bei 161,99 cm, die der Frauen bei 149,93 cm. Die Barbinger Männer sind durchschnittlich 174,03 cm groß, die Barbinger Frauen 162,77 cm (Tabelle 8). Diesen Ergebnissen zufolge sind die Barbinger Männer und Frauen im Schnitt circa 13 cm größer als die Xcambóer Männer und Frauen. Es liegt folglich eine erhebliche Körperhöhendifferenz vor, die eine Standardisierung besonders wichtig macht.

3.3.2.2. Rekonstruktion des Körpergewichts

Eine exakte Rekonstruktion des Körpergewichts am Skelet ist nicht möglich. Es gibt jedoch Methoden, welche eine relativ verlässliche Einschätzung desselben zulassen. Dazu zählt die Rekonstruktion des Körpergewichts anhand der Femurkopfbreite. Der Femurkopf – der als Teil des Hüftgelenks beim Stehen oder Sitzen konstant durch die Last des Körpergewichts belastet wird – steht in enger funktioneller Beziehung zur Körpermasse. Diese Beziehung ist so beständig, dass eine Einschätzung des Körpergewichts mittels der Femurkopfbreite möglich ist (Auerbach & Ruff 2004; Ruff, Scott & Liu 1991; Ruff, Trinkaus & Holliday 1997). Die dazu zur Verfügung stehenden Formeln, welche anhand rezenter Stichproben entwickelt wurden, sind bei Grine et al. (1995), McHenry (1992) und Ruff, Scott & Liu (1991) nachzulesen.

Um die jeweilige Verlässlichkeit dieser drei Formeln zu überprüfen, rekonstruierten Auerbach und Ruff (2004) das Körpergewicht von insgesamt 1000 Individuen unterschiedlicher geographischer Herkunft. Parallel testeten die Autoren weitere, auf anderen Skeletelementen beruhende Methoden zur Körpergewichtsrekonstruktion (vgl. Ruff 1994b). Insgesamt fanden sie eine hohe Übereinstimmung zwischen den jeweiligen Ergebnissen. Selbst zwischen

Populationen mit auffallenden Unterschieden in den Körperproportionen stellten die Autoren keine systematischen Unterschiede fest, so dass eine populationsunabhängige Anwendung der Formeln möglich ist. Dies ist im Rahmen der vorliegenden Arbeit besonders wichtig, da zwei konstitutionell sehr unterschiedliche Populationen verglichen werden.

Die folgenden Formeln wurden nach Auerbachs und Ruffs Empfehlungen in dieser Arbeit zur Rekonstruktion des Körpergewichts angewandt:

Männer: Körpergewicht = $2.741 \cdot \text{maximaler Durchmesser des Femurkopfes (in mm)} - 54,9$

Frauen: Körpergewicht = $2,426 \cdot \text{maximaler Durchmesser des Femurkopfes (in mm)} - 35,1$

Tabelle 9 zeigt die Mittelwerte der rekonstruierten Körpergewichte von Männern und Frauen der beiden untersuchten Populationen. Es liegt, zwischen den beiden Kollektiven männlicher als auch zwischen den beiden Kollektiven weiblicher Individuen, eine statistisch signifikante Populationsdifferenz vor. Die Individuen der germanischen Population waren durchschnittlich deutlich schwerer als die Maya.

Tabelle 9: Populationsdifferenz des rekonstruierten Körpergewichts (in kg) der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen (Mann-Whitney-U-Test)

	Xcambó M (n) ± S	Barbing M (n) ± S	Populationsdifferenz p (U)
Männer	71,19 (42) ± 5,65	85,45 (27) ± 8,68	0,000 (108,00)***
Frauen	62,38 (35) ± 4,59	67,06 (18) ± 11,32	0,000 (21,50)***

M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, U: Testwert, Signifikanzniveaus: *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant).

Wie bereits zu Beginn erwähnt, ist eine exakte Rekonstruktion des Körpergewichts am Skelet nicht möglich. Auch die hier angewendete Methode ist kritisch zu beurteilen. Bedenkt man die Gewichtsschwankungen, denen jeder gesunde Mensch im Laufe seines Lebens unterliegt, und im Gegenzug dazu die Unveränderlichkeit der Größe des Femurkopfes, so kommen berechnete Zweifel an der Korrelation zwischen der Größe dieser Gelenkfläche und dem Körpergewicht des dazugehörigen Menschen auf. Aus diesem Grund ist es wichtig, die Ergebnisse nur als tendenzielle Richtwerte anzusehen. Trotz aller Einschränkungen repräsentiert die hier dargestellte Standardisierungsmethode die bis dato beste verfügbare methodische Strategie (Ruff 2000b). Ohne eine entsprechende Standardisierung ist ein direkter Vergleich der Ergebnisse ausgeschlossen.

3.4. Untersuchung makromorphologischer Formtypen der Femurdiaphyse

Da eine Einteilung der Querschnittsform des Femurschafts aus der Literatur nicht bekannt ist, wurden die Querschnittsbilder zunächst anhand auffälliger Charakteristika in vier verschiedene Formtypen eingeordnet. Zu den dabei berücksichtigten makromorphologischen Besonderheiten zählten unter anderem auffallende konturelle Aus- oder Einbuchtungen oder die Form der Knochenmarkröhre. Die Formtypen wurden zunächst ausschließlich anhand der Xcambóer Stichprobe definiert. Anschließend wurde überprüft, ob sich die gleichen Formtypen auch in der Barbinger Stichprobe finden lassen. Da dies der Fall war, wird hierdurch die Annahme untermauert, dass es sich bei den beschriebenen Typen um beim Menschen regelmäßig vorkommende Typen handelt. Es kann jedoch bis auf weiteres nicht ausgeschlossen werden, dass eine entsprechende Untersuchung an weiteren Skeletserien zusätzliche oder andere Formtypen hervorbringen wird.

Um eine Beeinflussung der Einteilung der einzelnen Querschnitte zu den vier Formtypen durch Alters- und Geschlechtsangaben zu verhindern, erfolgte die Einteilung ohne Kenntnis der demographischen Daten. Die Variabilität innerhalb der vier Typen ist sehr groß und reicht von einer sehr schwachen bis zu einer sehr deutlichen Ausprägung der jeweiligen Merkmale.

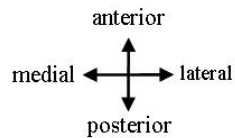
Die folgenden vier Formtypen wurden nachgewiesen:



Typ I: starke antero-posteriore Ausdehnung



Typ II: postero-mediale Prominenz



Typ III: laterale Prominenz



Typ IV: mittig-mediale Prominenz

Abbildung 5: Femurformtypen I-IV. Alle abgebildeten Querschnittsbilder sind die Querschnitte von rechten Femora. Ansicht von proximal auf den Knochenquerschnitt.

Tabelle 10: Beschreibung der vier makromorphologischen Femurformtypen

Typ I: Starke antero-posteriore Ausdehnung des Gesamtquerschnitts	
Form:	Typischstes Merkmal ist eine besonders auffällige antero-posteriore Ausdehnung des gesamten Knochenquerschnitts.
Medialer Rand:	Führt geradlinig von der <i>Linea aspera</i> weg. Die antero-mediale Ecke des Querschnitts ist rund.
Lateraler Rand:	Wie auch am medialen Rand zieht der Querschnitt auch hier von der <i>Linea aspera</i> aus relativ geradlinig nach anterior. Die anteriore Ecke erweist sich als rund. Der laterale und der mediale Flächenanteil zeigen ein ausgeglichenes Verhältnis, die beiden Seiten sind, ihre Form betreffend, fast symmetrisch.
<i>Cavitas medullaris</i> :	Die Knochenmarkröhre ist deutlich in antero-posteriorer Richtung ausgedehnt.
<i>Linea aspera</i> :	Die <i>Linea aspera</i> ist sehr prominent, in einigen Fällen sogar leicht schnabelförmig.
Typ II: Posterio-mediale Pominenz	
Form:	Das Verhältnis von der antero-posterioren zur medio-lateralen Ausdehnung ist relativ ausgeglichen.
Medialer Rand:	Es zeigt sich eine deutliche mediale Prominenz, die sich in die posteriore Richtung neigt. Die antero-mediale Ecke ist dagegen flach.
Lateraler Rand:	Lateral zieht der Knochenrand relativ gerade von der <i>Linea aspera</i> bis zur Mitte des lateralen Rands. Die antero-laterale Kante ist auffallend rund, in einigen Fällen sogar leicht prominent.
<i>Cavitas medullaris</i> :	Die Knochenmarkröhre weist eine leicht in antero-posteriorer Richtung ausgedehnte, ovale Form auf.
<i>Linea aspera</i> :	Die Muskelansatzstelle ist großflächig.
Typ III: Laterale Prominenz	
Form:	Antero-posteriore und medio-laterale Ausdehnung erweisen sich als relativ ausgeglichen.
Medialer Rand:	Rundliche Führung des medialen Rands, in der Regel ohne auffallende Ausbuchtungen. In seltenen Fällen zeigt sich eine dezente mediale Ausbuchtung, situiert in der Mitte des medialen Sektors.
Lateraler Rand:	Deutliche laterale Ausbuchtung, die sich in die anteriore Richtung neigt. An der <i>Linea aspera</i> lässt sich eine leichte Einbuchtung feststellen.
<i>Cavitas medullaris</i> :	Die <i>Cavitas medullaris</i> ist in vielen Fällen fast kreisrund, in einigen Fällen zeigt sich eine leichte antero-posteriore Ausdehnung.
<i>Linea aspera</i> :	Die <i>Linea aspera</i> zeigt zwei verschiedene Ausprägungsformen: entweder eine leicht zugespitzte Form oder eine breite Ansatzfläche.
Typ IV: Mittig-mediale Prominenz	
Form:	Antero-posteriore und medio-laterale Ausdehnung erweisen sich als ausgeglichen. In vielen Fällen ist die medio-laterale Ausdehnung größer als die antero-posteriore.
Medialer Rand:	Es zeigt sich eine prominente Ausbuchtung am medialen Rand, die entweder mittig, das heißt direkt in medialer Richtung ausgerichtet ist oder eine leicht anteriore Ausrichtung erfährt. Am Übergang zur <i>Linea aspera</i> kann in vielen Fällen eine leichte Einbuchtung festgestellt werden.
Lateraler Rand:	Der laterale Rand verläuft rundlich.
<i>Cavitas medullaris</i> :	Die Knochenmarkröhre zeigt eine runde bis leicht ovale Form.
<i>Linea aspera</i> :	Die <i>Linea aspera</i> ist wenig prominent und abgerundet.

3.5. Befundung enthesiopathischer Veränderungen

Die durch Muskeln verursachten Kräfte stellen die höchste mechanische Belastung der Extremitätenknochen dar (Pauwels 1965). Die computergestützte biomechanische Analyse liefert deswegen indirekte Informationen über die Belastung des Knochens durch einzelne Muskeln oder Muskelgruppen. Detailliertere Informationen über die mechanische Belastung eines einzelnen Muskels liefert die direkte Betrachtung der Ansatz- bzw. Ursprungsstellen von Muskeln und Bändern. Je nach Stärke des Muskel- oder Bänderzugs können an seiner Ursprungs- und Ansatzstelle Knochenneubildungen, das heißt Hypertrophien und auch resorptive Reaktionen, nachgewiesen werden (Hawkey & Merbs 1995). Diese Veränderungen bezeichnet man als Enthesiopathien. In Abhängigkeit von der Belastung überwiegt an einer Muskelansatz- bzw. Ursprungsstelle zunächst die Formation. Bei einer weiteren Steigerung der Belastung, so nimmt man an, folgen resorptive Prozesse. Letztere entstehen vor allem als Folge kräftiger, abrupter Muskelkontraktionen (Hawkey & Merbs 1995).

Bis dato gibt es kein standardisiertes Verfahren zur Erfassung von Enthesiopathien am Skelet. Während einige Autoren lediglich die zwei Kategorien „präsent“ und „nicht-präsent“ unterscheiden (al-Oumaoui, Jiménez-Brobeil & du Souich 2004; Galera & Garralda 1993), legen andere Autoren Gradeinstufungen fest. Robb (1998) beispielsweise empfiehlt eine Einteilung in fünf verschiedene Schweregrade. Aufgrund der hohen Merkmalsvariabilität schlagen Hawkey und Merbs (1995) vor, Formation und Resorption getrennt voneinander in jeweils vier Schweregraden aufzunehmen. Anhand von Intra-observer-tests weisen die Autoren nach, dass sich diese Art der Einstufung durch eine höhere Verlässlichkeit kennzeichnet und weniger beobachterabhängig ist (Hawkey & Merbs 1995). Aus diesem Grund wird die von Hawkey und Merbs entwickelte Methode auch in dieser Arbeit übernommen.

Entsprechend werden Robustizität und Resorption getrennt voneinander in jeweils vier Schweregrade eingeteilt. 0 bezeichnet die jeweils schwächste Ausprägung, 3 die jeweils stärkste. Für die statistische Auswertung werden die beiden Werte anschließend zu einem Wert zusammengeführt. Liegt keine Resorption vor, so bleibt der Robustizitätswert erhalten. Liegt eine Resorption mit dem Grad 1 vor, so steigert sich der Gesamtwert, unabhängig vom Robustizitätswert, auf den Wert 4. Bei einer Resorption mit dem Grad 2 steigert sich der

Gesamtwert auf 5, bei einer Resorption mit dem Grad 3 steigert sich der Gesamtwert auf den Wert 6.

An einigen Muskel- und Bänderansatzstellen können ausschließlich formative Reaktionen nachgewiesen werden. Zu diesen gehören beispielsweise die beiden Epicondylen des Humerus oder das *Olecranon*. Entsprechend werden sie nur nach den vier Robustizitätsschweregraden beurteilt (s. Anhang). Es ist wichtig zu erwähnen, dass die Beurteilung von Enthesiopathien unterschiedlicher Muskelansatz- bzw. Ursprungsstellen keine direkt miteinander vergleichbaren Werte hervorbringt. Je nach Charakteristika der Muskelansatz- oder Ursprungsstelle (nur hypertrophische oder hypertrophische und resorptive Veränderungen) resultieren zum einen unterschiedlich viele Schweregrade. Noch wichtiger ist jedoch die Tatsache, dass die pathologische Reaktion an einer Ansatz- bzw. Ursprungsstelle nicht direkt mit der Reaktion an einer anderen Ansatz- bzw. Ursprungsstelle vergleichbar ist. Möglich ist es aber, den Schweregrad der Veränderungen an einer spezifischen Knochenstelle zwischen verschiedenen Populationen oder Stichproben zu vergleichen (idealerweise sollten alle Daten dazu vom gleichen Beobachter aufgenommen werden). Wichtig bei der Erfassung von Enthesiopathien ist eine genaue Beschreibung der verschiedenen Einstufungen jeder einzelnen betrachteten Knochenstelle. Das für diese Arbeit entwickelte Einstufungsschema kann im Anhang nachgelesen werden.

In beiden Populationen wurden die Muskelansatz- und Ursprungsstellen von den Muskeln des Schulter-, Ellenbogen-, Hand-, Hüft-, Knie- und Sprunggelenks untersucht. Dabei wurden diejenigen Muskeln ausgewählt, welche während wichtiger Bewegungen am stärksten belastet werden. Zusätzlich zu den Muskel- und Bänderansatz- bzw. Ursprungsstellen wurde die von Poirier und Charpy (1911) als *Poiriers Facie* benannte Struktur am Femurhals in die Analyse mitaufgenommen, da ihr häufiges Auftreten während der Untersuchung der Skelete besonders auffiel. Bei der *Poiriers Facie* handelt es sich um eine Stelle auf der anterioren Oberfläche des Femurhalses, an der oftmals starke resorptive Reaktionen festgestellt werden können (Abbildung 6).

Über die Entstehungsursache der *Poiriers Facie* ist bislang wenig bekannt. Man nimmt an, dass eine extreme Flexion und Abduktion des Femurs, durch welche der Femurhals und der Rand des Acetabulums in Kontakt kommen, die Hauptursache ist (Capasso, Kennedy & Wilczak 1999).

Eine weitere Ursache könnte der Druck sein, den der *M. iliopsoas* bei einer Kontraktion auf diese Knochenstelle ausübt.



Abbildung 6: *Poiriers Facie* mit Schweregrad 6 (Barbing: Grab 1293).

3.6. Statistische Methoden

3.6.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse der biomechanischen Analyse

Alle statistischen Berechnungen und Testverfahren wurden mit dem Statistikpaket SPSS Version 11.0 durchgeführt. Im Rahmen der computergestützten, biomechanischen Analyse diente der T-Test dem Vergleich von Mittelwerten zwischen zwei Kollektiven einer Population. Für den Vergleich von Mittelwerten zwischen den beiden Populationen wurde der nicht-parametrische Mann-Whitney-U-Test angewendet.

Für alle T-Testergebnisse gelten die folgenden Signifikanzniveaus:

$p > 0,05$		nicht signifikant
$p \leq 0,05$	*	signifikant
$p \leq 0,01$	**	hoch signifikant
$p \leq 0,001$	***	sehr hoch signifikant

Der Sexualdimorphismusindex (SDI), das heißt die prozentuale Geschlechtsdifferenz, wurde durch die folgende Formel berechnet:

$$\text{SDI} = (\text{Mittelwert Männer} - \text{Mittelwert Frauen}) / \text{Mittelwert Frauen} * 100$$

3.6.2. Statistische Auswertung der enthesiopathischen Veränderungen

Die enthesiopathischen Veränderungen wurden in verschiedenen Schweregraden, das heißt in einer Rangfolge registriert. Die Daten sind folglich ordinalskaliert und nicht numerisch. Ordinalskalierte Daten erfordern normalerweise, will man den Mittelwert eines Kollektivs anzeigen, die Berechnung des Medians. Berechnet man jedoch den Median anstelle des arithmetischen Mittelwerts, werden die Differenzen zwischen den Gruppen laut Robb (1998) künstlich verringert. Robb zeigt, dass der arithmetische Mittelwert und seine Standardabweichung einen besseren Überblick über die Verteilung der enthesiopathischen Schweregrade innerhalb einer Stichprobe liefern (vgl. auch Hawkey & Merbs 1995). Diesen Empfehlungen folgend, wurde für die einzelnen Muskelansatz- bzw. Ursprungsstellen auch in dieser Arbeit der arithmetische Mittelwert berechnet.

Um die Seitendifferenzen am Skelet zu untersuchen, wurde die Differenz zwischen den arithmetischen Mittelwerten der beiden Körperseiten berechnet. Diese liefert einen ungefähren Richtwert darüber, wie stark sich die beiden Seiten voneinander unterscheiden. Eine durchschnittliche Differenz der Mittelwerte von „eins“ bedeutet beispielsweise, dass der durchschnittliche Schweregrad einer der beiden Seiten insgesamt eine Schweregradabstufung höher liegt.

3.6.3. Berechnung der Differenz zwischen den durch osteometrische Messungen und den durch computergestützte Analysen ermittelten Formvariablen

Es wird in dieser Arbeit zusätzlich überprüft, wie stark die durch osteometrische Messungen und die über das Computerprogramm Scion Image ermittelten Formvariablen voneinander abweichen. Dabei wird insbesondere die Verlässlichkeit der Humerusmaße überprüft, da es

bislang keine Studie gibt, in welcher diese entsprechend untersucht wurden. Alle bisher vorliegenden Studien beschäftigen sich ausschließlich mit den Formvariablen der Knochen der unteren Extremität (Femur und Tibia). An der Femurschaftmitte entspricht I_x/I_y dem Index aus sagittalem zu transversalem Durchmesser. An der Humerusschaftmitte entspricht das Verhältnis des kleinsten zum größten Durchmesser der Variable I_{\max}/I_{\min} . Die jeweils miteinander zu vergleichenden Variablen sind nicht direkt vergleichbar, denn sie beschreiben, wie bereits erwähnt, nicht exakt die gleiche Knocheneigenschaft (Wescott 2006). Aus diesem Grund ist ein statistischer Test, durch welchen die Mittelwerte beider methodischen Ansätze direkt miteinander verglichen werden, kein gültiges Verfahren. Es kann jedoch der Fehler zwischen den durch externe Maße ermittelten Formindices (EMFI) und den tatsächlichen, anhand der computergestützten Analyse ermittelten Formindices (TFI), berechnet werden. Hierzu dienen die folgenden Formeln (O'Neill & Ruff 2004):

gerichteter Fehler (GF): $(\text{EMFI} - \text{TFI})/\text{TFI} * 100$

prozentualer Fehler (PF): $|(\text{EMFI} - \text{TFI})/\text{TFI}| * 100$

4. ERGEBNISSE UND BEFUNDE

4.1. Mikrostrukturelle Merkmale

Während der Betrachtung und der Kartierung der mikroskopischen Dünnschliffpräparate der Xcambóer Langknochen fielen großflächige, mikrostrukturelle Besonderheiten auf, die an dieser Stelle genauer dokumentiert werden. Zu diesen mikrostrukturellen Merkmalen gehören Tangentiallamellen, „endostale Tangentiallamellenbuchten“ sowie lange, auf der transversalen Ebene im Humerusschaft verlaufende Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur. Im folgenden wird ihre Häufigkeit, ihre Lage sowie ihre Größenvariabilität beschrieben. Im Diskussionsteil der Arbeit folgt eine Auseinandersetzung mit den möglichen Entstehungsmechanismen der jeweiligen Strukturen sowie eine Darlegung ihrer mechanischen Bedeutung für den Langknochen.

Bereiche mit Tangentiallamellen liegen im Humerus, falls vorhanden, vorwiegend im antero-lateralen Bereich der Compacta, lateral der Verlängerung der *Crista tuberculi majoris* und medial der Ansatzstelle des *M. deltoideus* (*Tuberositas deltoidea*) (Abbildung 7). Am Femur liegen die Tangentiallamellen überwiegend im antero-medialen, im postero-medialen, im antero-lateralen sowie im postero-lateralen Sektor des Querschnitts (Abbildung 8).

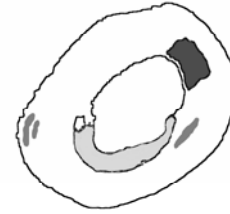
Die „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ (buchtartig am endostalen Rand der Compacta liegende bandartige Kollagenstrukturen) sind am Humerus sehr häufig feststellbar und liegen stets im posterioren Anteil der Compacta, wo sie direkt an den Rand der Knochenmarkröhre angrenzen (Abbildung 7). Sie können vom posterioren Sektor aus weit in den medialen und den lateralen Sektor der Compacta hineinreichen, wodurch sie in einigen Fällen bis zur Hälfte der gesamten Kontur der Knochenmarkröhre umranden. Sie weisen zusätzlich eine bemerkenswerte Breitenvariabilität auf. Bei manchen Individuen nimmt die „endostale Tangentiallamellenbucht“ fast die gesamte Breite der Compacta ein, bei anderen macht sie dagegen nur ein schmales Band aus.

Von 37 untersuchten Humeruspaaren konnten an insgesamt 28 Paaren „endostale Tangentiallamellenbuchten“ im posterioren Anteil des Knochens nachgewiesen werden. An den restlichen Humeruspaaren fehlte die „endostale Tangentiallamellenbucht“ ganz. Es konnte

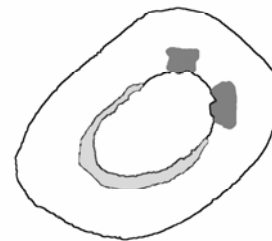
folglich kein Individuum ausgemacht werden, an dem sich die „endostale Tangentiallamellenbucht“ an einer anderen Stelle des Knochenquerschnitts positionierte. An insgesamt 18 Humerusquerschliffen wurden zudem lange, auf der transversalen Ebene im Schaft verlaufende Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur dokumentiert. Die Bezeichnung „federartig“ wurde gewählt, da sie umgeben sind von einer Kollagenstruktur, deren Lamellen im zweidimensionalen Querschliffsbild wie bei einer Feder leicht angewinkelt von den beiden Seiten des Kanals wegführen. Die auf der transversalen Ebene verlaufenden Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur treten in der Regel bilateral auf und befinden sich im medialen und lateralen Sektor der Compacta. Ihre Lage variiert jedoch stärker als die der Tangentiallamellen und der „endostalen Tangentiallamellenbuchten“.

Es ist in dieser Arbeit nicht gelungen, eine Alters- oder Geschlechtsabhängigkeit des Ausbildungsgrades der Tangentiallamellen bzw. „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ im Humerus auszumachen. Auch korreliert der Ausbildungsgrad der Tangentiallamellen und der „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ offensichtlich nicht mit der Robustheit des Knochens. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass eine Vergrößerung der Stichprobe sowie eine Ausweitung auf alle Altersstufen im Rahmen zukünftiger Studien die Erkennung entsprechender Zusammenhänge ermöglicht.

Auch im Femur zeichnen sich die „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ durch eine spezifische Position aus. Die größte „endostale Tangentiallamellenbucht“ liegt stets im medialen Bereich der Compacta. Von 47 untersuchten Individuen (davon 7 nur unilateral, 40 bilateral) zeigen 40 Individuen diese typische Position. Bei den restlichen Individuen fehlt die Bucht. Es kommt folglich bei keinem Individuum vor, dass die Bucht eine andere Position aufweist. Die Größenvariabilität der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ reicht von fehlend bis hin zu einer Dicke, bei der sie bis zur Hälfte der gesamten Compacta ausmacht. Diese Variabilität zeigt weder eine Alters-, noch eine Geschlechtsabhängigkeit. Auch lässt sich erneut, wie bereits am Femur, kein Zusammenhang der Breite der „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ mit den unterschiedlichen Formtypen oder der Robustheit des Knochens erkennen. Bei einigen Individuen lässt sich zusätzlich eine kleine „endostale Tangentiallamellenbucht“ am posterio-lateralen Rand der Knochenmarkröhre nachweisen. Diese ist jedoch in ihrer Größe der medialen Bucht grundsätzlich unterlegen.



Xcambó Grab 2, Archivnummer 14, Geschlecht: weiblich, Sterbealter: 25-30 Jahre

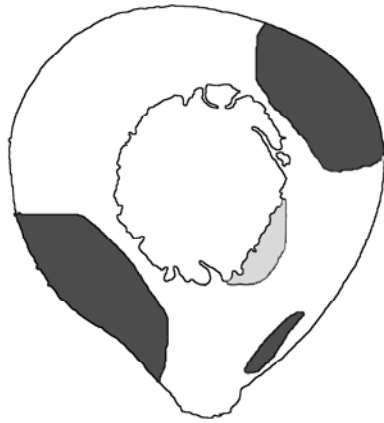


Xcambó Grab 14, Archivnummer 11, Geschlecht: männlich, Sterbealter: 25-35 Jahre

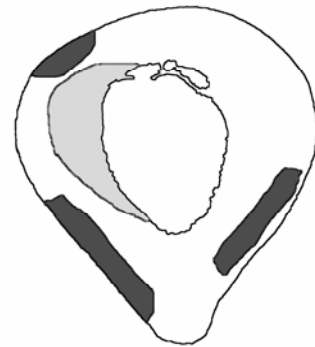
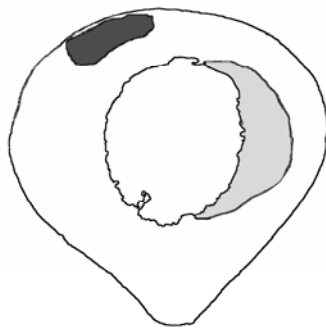


Xcambó Grab 226, Archivnummer 248, Geschlecht: weiblich, Sterbealter: 35-40 Jahre

Abbildung 7: Humerusquerschliffe mit histologischer Kartierung. Dunkles grau = Tangentiallamellen, helles grau = „endostale Tangentiallamellenbuchten“, mittleres grau = Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur. Der im Bild links situierte Querschnitt ist der Querschnitt des linken Humerus, der im Bild rechts situierte Querschnitt ist der Querschnitt des rechten Humerus. Die Ansicht ist von proximal auf den Knochenquerschnitt. Die zu den seitlichen Seitenrändern gerichteten Querschnittshälften entsprechen den lateralen Seiten des Knochens, die zur Mitte gerichteten Querschnittshälften entsprechen den medialen Seiten des Knochens. Die zum oberen Seitenrand hin gerichtete Seite ist die ventrale Seite, die zum unteren Seitenrand hin gerichtete Seite ist die dorsale Seite des Knochenschafts.



Xcambó Grab 23, Archivnummer 29, Geschlecht: männlich, Sterbealter: 40-50 Jahre

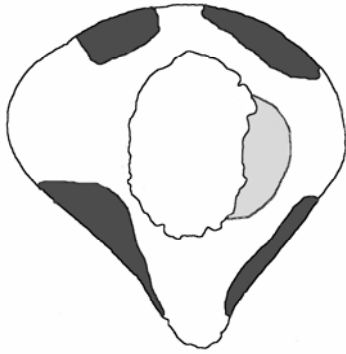


Xcambó Grab 146 A, Archivnummer 163, Geschlecht: weiblich, Sterbealter: 20-30 Jahre

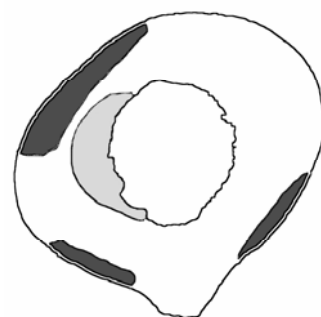


Xcambó Grab 279, Archivnummer 202, Geschlecht: männlich, Sterbealter: 40-50 Jahre

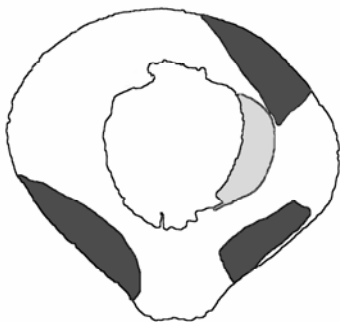
Legende: s. nächste Seite.



Xcambó Grab 280, Archivnummer 275, Geschlecht: weiblich, Sterbealter: 35-45 Jahre



Xcambó Grab 75, Archivnummer 334, Geschlecht: weiblich, Sterbealter: 40-45 Jahre



Xcambó Grab 293, Archivnummer 350, Geschlecht: weiblich, Sterbealter: 35-40 Jahre

Abbildung 8: Femoraquerschliffe mit histologischer Kartierung. Legende s. Beschreibung von Abbildung 7.

4.2. Computergestützte, biomechanische Analyse

4.2.1. Populationsvergleich Xcambó – Barbing

4.2.1.1. Humerus

In Tabelle 15 sind die Ergebnisse des T-Tests zur bilateralen Asymmetrie der oberen Extremität der Xcambóer Stichprobe aufgeführt. In der Stichprobe der männlichen Individuen sind TA, CA, I_{\max} , I_{\min} und J signifikant seitendifferent. Dies bedeutet, dass sich die Robustheit der Humeri beider Körperseiten deutlich unterscheidet. Der rechte Humerus ist robuster als der linke. Der Mittelwert der Compactafläche liegt rechts bei 227,00 mm² und links bei 217,91 mm² (Abbildung 9).

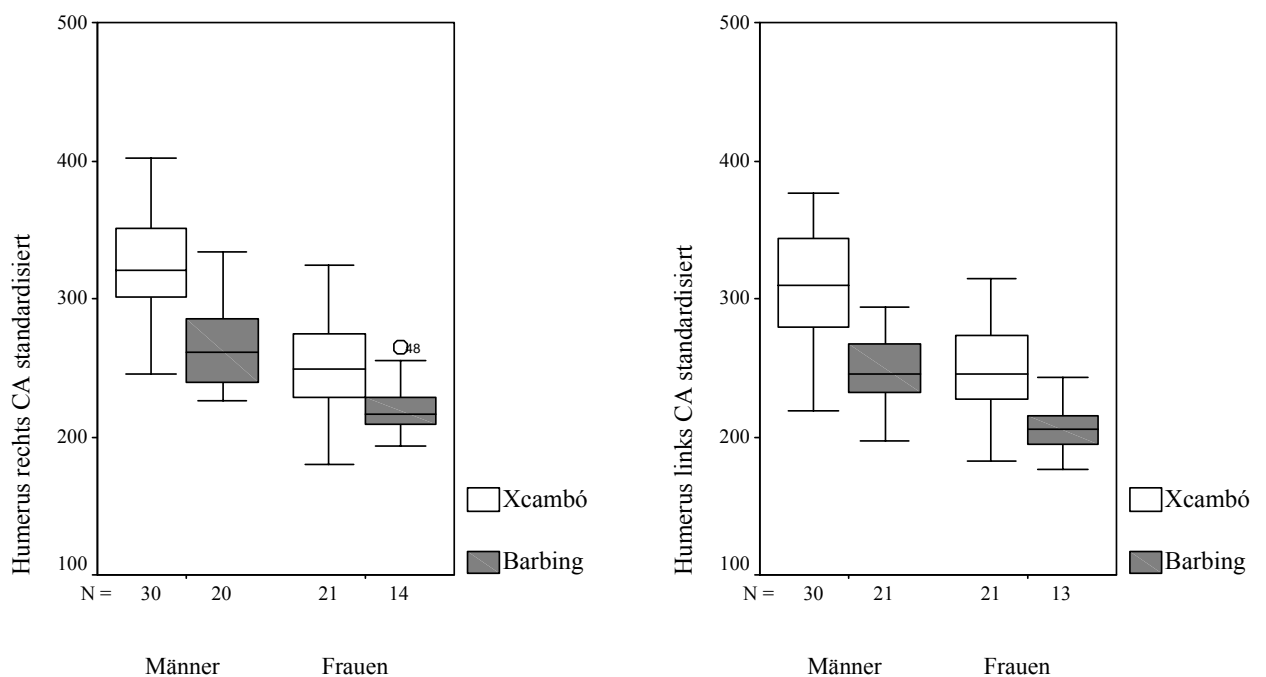


Abbildung 9: Compactafläche (CA) der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen. In beiden Stichproben männlicher Individuen sind die Seitendifferenzen signifikant, auch in der Stichprobe weiblicher Individuen von Barbing ist CA signifikant asymmetrisch. Nur in der Stichprobe weiblicher Individuen von Xcambó liegt keine signifikante Seitendifferenz vor. Man beachte den hohen Sexualdimorphismus beider Populationen.

Auch der Mittelwert des generellen Biegemoments (J) ist rechts höher als links (rechts: $J = 15516,21 \text{ mm}^4$; links: $J = 14208,27 \text{ mm}^4$) (Abbildung 10). Des weiteren weist das Verhältnis von maximaler zu minimaler Ausdehnung des Knochenschafts (I_{\max}/I_{\min}) eine signifikante Differenz

zwischen den Mittelwerten des rechten und des linken Oberarmknochen auf (Abbildung 11). Der Mittelwert von I_{\max}/I_{\min} liegt bei 1,88 für den rechten Humerus und bei 1,80 für den linken Humerus. Die maximale Ausdehnung des Querschnitts ist damit im Verhältnis zur minimalen fast doppelt so groß. Die Querschnittsform des Humerus der Xcambóer Männer kann folglich als länglich-oval beschrieben werden.

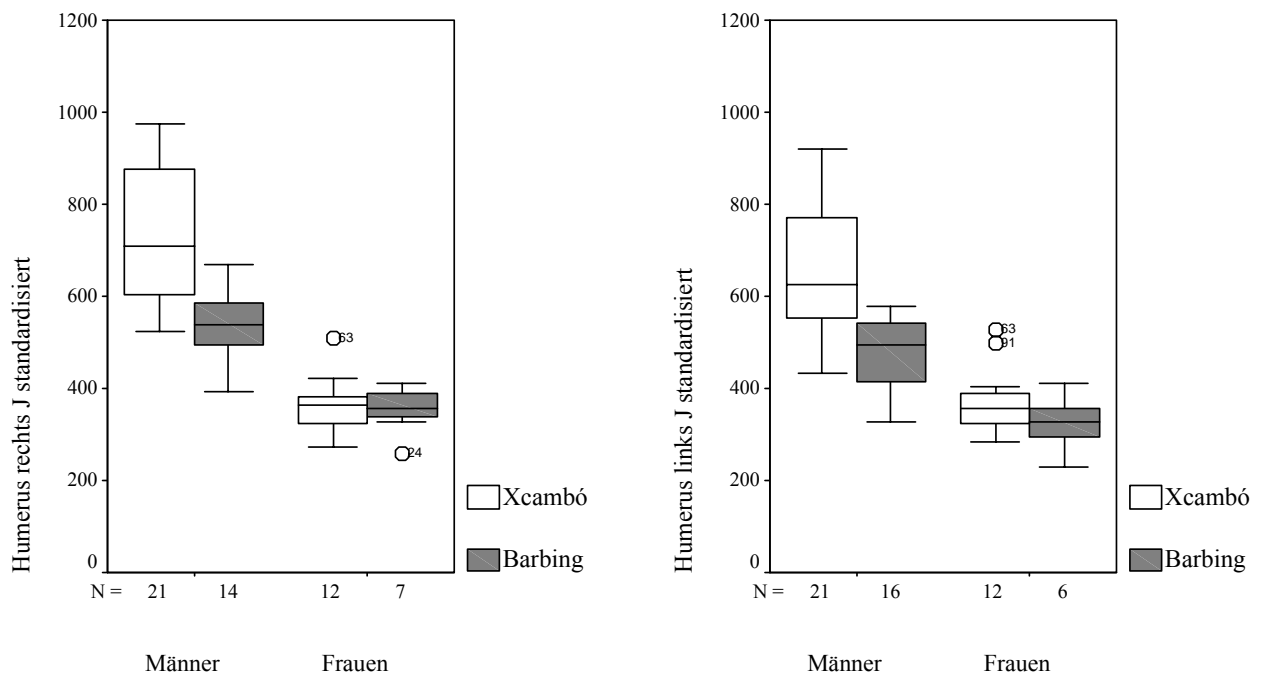


Abbildung 10: Generelles Biegemoment (J) der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen. J liegt in den beiden Stichproben männlicher Individuen rechts jeweils signifikant höher als links. Bei den Frauen ist die Seitendifferenz nicht signifikant. Man beachte die hohe Differenz zwischen den Geschlechtsgruppen beider Populationen.

Betrachtet man die Stichprobe der weiblichen Individuen der Maya, zeigt sich ein völlig anderes Merkmalsmuster (Tabelle 15). Kein einziger Untersuchungsparameter erweist sich als signifikant seitendifferent. Robustizität und Form sind auffallend symmetrisch. Der Mittelwert von I_{\max}/I_{\min} liegt bei den Frauen der Maya auf beiden Seiten geringfügig höher als bei den Männern der Maya, am rechten Humerus beträgt der Mittelwert 1,93, am linken Humerus beträgt er 1,90 (Abbildung 11). Die Schaftform der Frauen ist folglich ovaler als die der Männer.

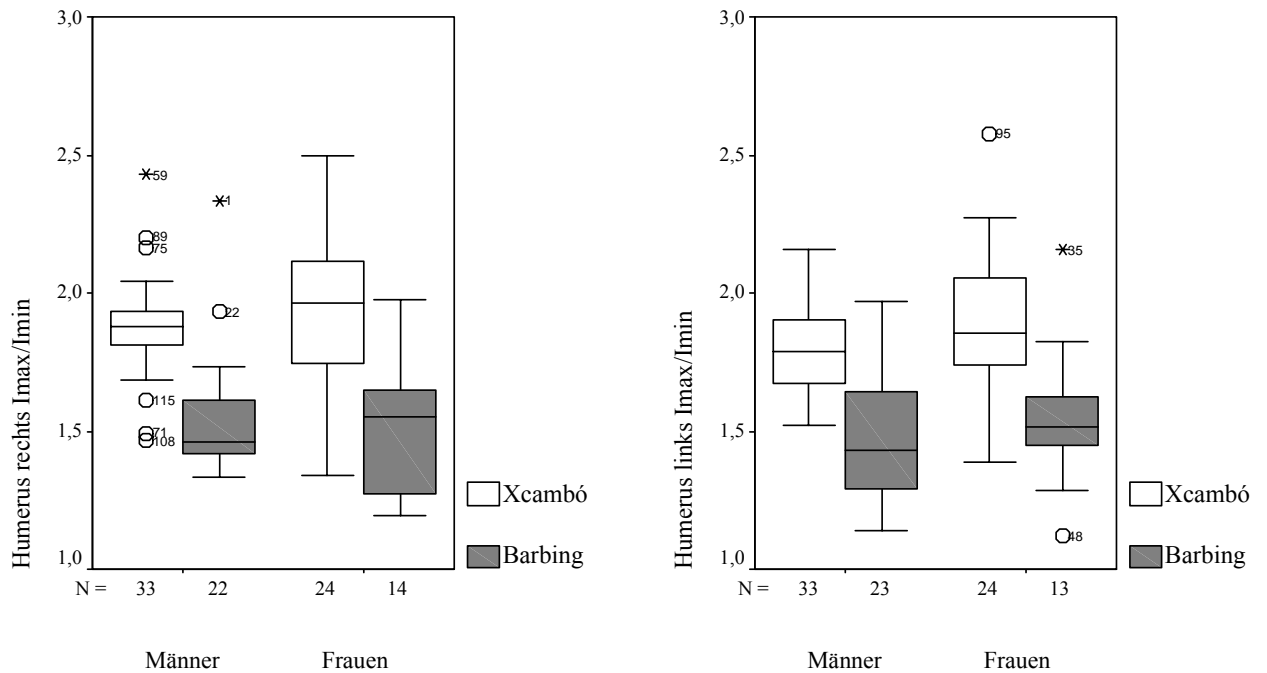


Abbildung 11: Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment (I_{max}/I_{min}) an der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Männer und Frauen von Xcambó und Barbing. In den Stichproben männlicher Individuen liegt eine signifikante Seitendifferenz vor. Man beachte die starke Populationsdifferenz. Die Werte der Xcambóer Männer und Frauen liegen signifikant höher als die der Barbinger Männer und Frauen.

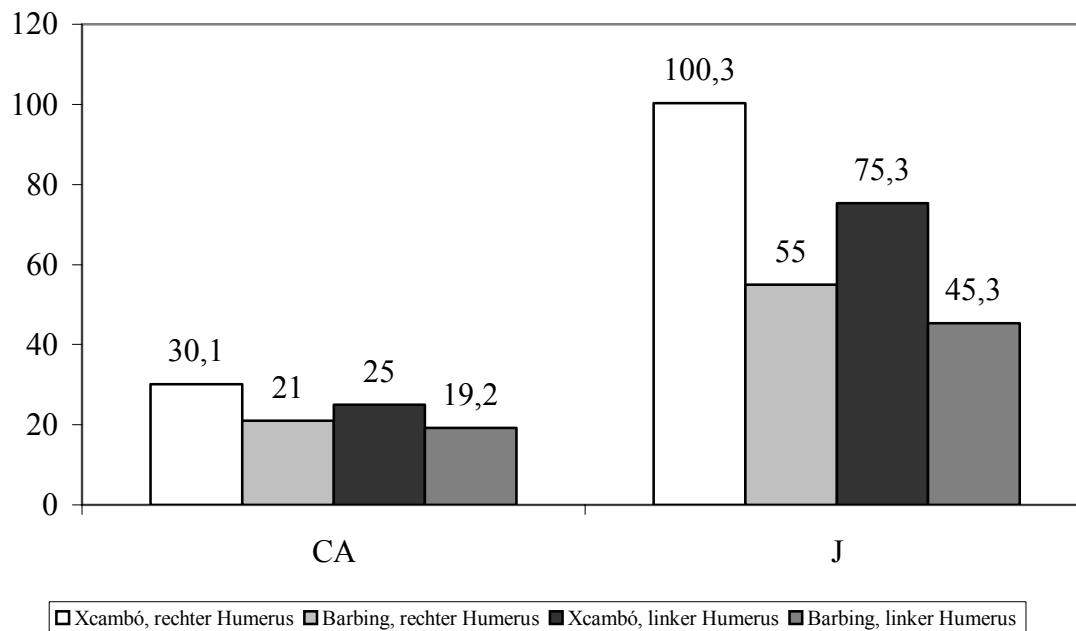


Abbildung 12: Prozentualer Sexualdimorphismus der Compactafläche (CA) und des generellen Biegemoments (J) der Xcambóer und Barbinger Humeri.

Um die Differenz zwischen den beiden Geschlechtsgruppen näher zu beleuchten, wurde für die Variablen CA, J, und I_{\max}/I_{\min} die prozentuale Geschlechtsdifferenz (SDI) berechnet (Tabelle 11). Zusätzlich wurde anhand eines T-Tests die statistische Signifikanz des Geschlechtsdimorphismus ermittelt. Der prozentuale Sexualdimorphismus von I_{\max}/I_{\min} liegt bei 2,6% für den rechten Humerus und bei 5,3% für den linken Humerus (Tabelle 11). Diese Differenz ist statistisch nicht signifikant. Sehr hoch signifikant geschlechtsdimorph sind dagegen die Robustizitätsmerkmale CA und J. Entsprechend liegt auch die prozentuale Geschlechtsdifferenz für CA und J ausgesprochen hoch. Für CA liegt diese bei 30,1% für den rechten Humerus und 25% für den linken Humerus, für J bei 100,3% für den rechten und 75,3% für den linken Humerus. Abbildung 12 veranschaulicht die hohe Geschlechtsdifferenz von J und CA.

Tabelle 11: Geschlechtsdifferenz (prozentualer Sexualdimorphismus und T-Test¹) der biomechanischen Variablen am Humerus der Männer und Frauen von Xcambó

	Humerus rechts			Humerus links			
	SDI	p	T	SDI	p	t	
TA		0,000	7,550 ***		0,000	6,824 ***	
CA	30,1	0,000	6,881 ***	25,0	0,000	5,757 ***	
MA		0,000	3,781 ***		0,002	3,244 **	
I_{\max}		0,000	7,534 ***		0,000	6,274 ***	
I_{\min}		0,000	7,867 ***		0,000	5,883 ***	
I_{\max}/I_{\min}	-2,6	0,371	-0,903	-5,3	0,107	-1,641	
J	100,3	0,000	7,857 ***	75,3	0,000	6,262 ***	

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. SDI: prozentualer Sexualdimorphismus, p: Signifikanzniveau, t: Testwert. Signifikanzniveaus: ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant). ¹ T-Test für zwei unabhängige Stichproben.

Auch in der Barbinger Stichprobe zeichnet sich bei den Männern ein hohe Seitendifferenz ab (Tabelle 16). Insbesondere die Merkmale, welche Ausdruck des Robustizitätsgrades sind (TA, CA, J), erweisen sich als sehr hoch signifikant asymmetrisch. Auch hier ist der rechte Humerus robuster als der linke. Auch I_{\max}/I_{\min} , das Verhältnis von maximaler zu minimaler Schaftausdehnung, ist signifikant asymmetrisch. Sein rechter Mittelwert liegt bei 1,56, sein linker Mittelwert bei 1,50 (vgl. auch Abbildung 11).

In der Stichprobe der weiblichen Individuen von Barbing lässt sich eine entsprechende Seitendifferenz der Form nicht nachweisen (Tabelle 16). Die Mittelwerte von I_{\max}/I_{\min} liegen

rechts und links sehr nahe beieinander. Rechts beträgt dieser 1,53 und links 1,55. Es zeigt sich also bei den Barbinger Frauen wie auch bei den Frauen der Maya eine ausgesprochene Formsymmetrie (s. auch Abbildung 11). Die Flächenmaße TA und CA unterscheiden sich deutlich zwischen den Stichproben der weiblichen Individuen der beiden Populationen (Abbildung 9). Während bei den Maya auch für die Robustizitätsmarker keine signifikanten Seitenunterschiede vorliegen, zeigt sich bei den Frauen von Barbing eine signifikante Robustizitätsdifferenz zwischen dem rechten und dem linken Oberarmknochen. Der rechte Oberarmknochen ist geringfügig robuster als der linke Oberarmknochen. Der Mittelwert von TA beträgt rechts 219,13 mm² und links 208,69 mm², der Mittelwert von CA beträgt rechts 150,69 mm² und links 142,92 mm².

Auch für die Barbinger Stichprobe wurde der prozentuale Sexualdimorphismus berechnet und die statistische Signifikanz der Geschlechtsdifferenz ermittelt (Tabelle 12). Der prozentuale Sexualdimorphismus von I_{\max}/I_{\min} ist sehr gering (2% für die rechte Körperseite, 3,2% für die linke Körperseite). Der prozentuale Geschlechtsdimorphismus von CA und J ist, wie auch in der Xcambóer Stichprobe dagegen sehr hoch, für CA rechts beträgt er 21% , für CA links 19,2%. Für J liegt er rechts bei 55% und links bei 45,3% (Abbildung 12).

Tabelle 12: Geschlechtsdifferenz (prozentualer Sexualdimorphismus und T-Test¹) der biomechanischen Variablen am Humerus der Männer und Frauen von Barbing

	Humerus rechts			Humerus links			
	SDI	p	T	SDI	p	t	
TA		0,000	5,678 ***		0,000	4,828 ***	
CA	21,0	0,000	4,663 ***	19,2	0,000	4,322 ***	
MA		0,111	1,639		0,111	1,638	
I_{\max}		0,000	4,958 ***		0,003	3,371 **	
I_{\min}		0,000	6,148 ***		0,000	4,625 ***	
I_{\max}/I_{\min}	2,0	0,798	0,258	3,2	0,325	-1,000	
J	55,0	0,000	5,915 ***	45,3	0,000	4,246 ***	

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. SDI: prozentualer Sexualdimorphismus, p: Signifikanzniveau, t: Testwert. Signifikanzniveaus: ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant). ¹ T-Test für zwei unabhängige Stichproben.

Zusammenfassend ist zu erwähnen, dass die beiden Kollektive männlicher Individuen im Gegensatz zu den Kollektiven weiblicher Individuen stärkere Seitendifferenzen aufweisen. Diese betreffen jeweils die Form und die Robustheit. Bei den Xcambóern ist der Unterschied zwischen

den beiden Geschlechtsgruppen besonders bemerkenswert, da sich bei ihnen in der Stichprobe weiblicher Individuen kein einziges untersuchtes Merkmal durch eine signifikante bilaterale Asymmetrie kennzeichnet. Bei den Frauen von Barbing liegt dagegen eine leichte Asymmetrie der Robustizität, ausgedrückt durch die Merkmale TA und CA vor.

Insgesamt liegt der Mittelwert von I_{\max}/I_{\min} in der Xcambóer Stichprobe im Vergleich zu den Männern und Frauen von Barbing deutlich höher. Die Diaphysenform der Xcambóer Humeri ist wesentlich ovaler als die der Barbinger. Da der Mittelwert für I_{\max}/I_{\min} auch bei den Barbingerinnen weit über dem Wert 1 liegt, kann auch ihre Diaphysenform als oval beschrieben werden. Die Formdifferenz zwischen den beiden Populationen ist jedoch statistisch sehr hoch signifikant (Tabelle 13 und 14).

Tabelle 13: Statistische Signifikanz der Populationsdifferenz von CA, I_{\max}/I_{\min} und J des Humerus der beiden Stichproben männlicher Individuen (Xcambó und Barbing) (Mann-Whitney-U-Test)

	CA p (U)	I_{\max}/I_{\min} p (U)	J p (U)
Humerus rechts	0,000***	0,000***	0,000***
Humerus links	0,000***	0,000***	0,000***

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. p: Signifikanzniveau, U: Testwert. Signifikanzniveaus: *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant).

Tabelle 14: Statistische Signifikanz der Populationsdifferenz von CA, I_{\max}/I_{\min} und J des Humerus der beiden Stichproben weiblicher Individuen (Xcambó und Barbing) (Mann-Whitney-U-Test)

	CA p (U)	I_{\max}/I_{\min} p (U)	J p (U)
Humerus rechts	0,017*	0,000***	0,933
Humerus links	0,002**	0,001***	0,303

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. p: Signifikanzniveau, U: Testwert. Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant), ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant).

Neben I_{\max}/I_{\min} ist auch CA beim Populationsvergleich in den beiden Stichproben männlicher und den beiden Stichproben weiblicher Individuen signifikant unterschiedlich (Tabelle 13 und 14). Das generelle Biegemoment J erweist sich dagegen nur bei den Männern als signifikant unterschiedlich. Die Männer von Xcambó zeichnen sich durch die höchste generelle Biegebelastbarkeit (J) aus. Weiterhin erwähnenswert ist die Tatsache, dass die Barbinger

Mittelwerte der Rohwerte von TA, CA, MA, J und I_{\min} höher liegen als die Xcambóer. Erst die Standardisierung hebt die verhältnismäßig höhere Robustizität der Maya hervor.

Tabelle 15: Bilaterale Asymmetrie der biomechanischen Variablen des Humerus der Männer und Frauen von Xcambó (T-Test¹)

	rechts Rohwert M (n) ± S	standardisierter Wert M (n) ± S	links Rohwert M (n) ± S	standardisierter Wert M (n) ± S	Seitendifferenz p (t)
Männer					
TA	309,67 (33) ± 36,15	442,73 (30) ± 57,12	299,15 (33) ± 38,87	429,64 (30) ± 55,47	0,026 (2,347)*
CA	227,00 (33) ± 26,31	322,53 (30) ± 40,02	217,91 (33) ± 28,65	311,38 (30) ± 39,07	0,003 (3,238)**
MA	82,67 (33) ± 23,01	120,20 (30) ± 33,85	81,24 (33) ± 28,09	118,27 (30) ± 42,02	0,716 (0,367)
I_{max}	10128,97 (33) ± 2464,87	478,19 (21) ± 106,67	9147,45 (33) ± 2612,99	420,15 (21) ± 95,49	0,000 (5,320)***
I_{min}	5387,24 (33) ± 1157,38	249,81 (21) ± 49,65	5060,82 (33) ± 1243,94	233,21 (21) ± 50,46	0,003 (3,390)**
I_{max}/I_{min}	1,88 (33) ± 0,18		1,80 (33) ± 0,17		0,030 (2,267)*
J	15516,21 (33) ± 3552,72	728,00 (21) ± 152,88	14208,27 (33) ± 3804,11	653,36 (21) ± 143,93	0,000 (5,367)***
Frauen					
TA	203,63 (24) ± 35,58	335,43 (21) ± 37,18	202,67 (24) ± 34,41	334,09 (21) ± 38,36	0,728 (0,352)
CA	151,75 (24) ± 31,74	247,82 (21) ± 35,28	151,96 (24) ± 31,23	249,11 (21) ± 36,42	0,713 (-0,373)
MA	51,88 (24) ± 15,57	87,61 (21) ± 24,22	50,71 (24) ± 16,08	84,98 (21) ± 25,05	0,424 (0,815)
I_{max}	4439,42 (24) ± 1685,52	238,20 (12) ± 33,87	4411,29 (24) ± 1628,97	239,28 (12) ± 36,15	0,894 (-0,136)
I_{min}	2353,71 (24) ± 995,48	125,29 (12) ± 30,14	2368,71 (24) ± 922,72	133,41 (12) ± 39,54	0,191 (-1,393)
I_{max}/I_{min}	1,93 (24) ± 0,28		1,90 (24) ± 0,28		0,293 (1,075)
J	6793,13 (24) ± 2620,92	363,49 (12) ± 61,77	6780,00 (24) ± 2473,79	372,69 (12) ± 74,63	0,486 (-0,720)

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, t: Testwert, Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant), ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant). ¹ T-Test bei gepaarten Stichproben.

Tabelle 16: Bilaterale Asymmetrie der biomechanischen Variablen des Humerus der Männer und Frauen von Barbing (T-Test¹).

	rechts Rohwert M (n) ± S	standardisierter Wert M (n) ± S	links Rohwert M (n) ± S	standardisierter Wert M (n) ± S	Seitendifferenz p (t)
Männer					
TA	324,20 (20) ± 41,89	381,39 (18) ± 32,25	303,35 (20) ± 40,42	355,91 (18) ± 31,75	0,000 (6,113)***
CA	221,85 (20) ± 22,34	265,96 (18) ± 31,69	209,75 (20) ± 24,78	248,28 (18) ± 27,93	0,000 (5,487)***
MA	102,35 (20) ± 33,98	115,43 (18) ± 28,86	93,60 (20) ± 25,59	107,63 (18) ± 24,68	0,124 (1,618)
I_{max}	9499,35 (20) ± 2126,43	325,04 (14) ± 49,38	8202,90 (20) ± 2087,56	276,43 (14) ± 50,17	0,000 (5,942)***
I_{min}	6142,00 (20) ± 1463,20	216,24 (14) ± 32,96	5577,90 (20) ± 1466,41	194,95 (14) ± 39,02	0,000 (4,898)***
I_{max}/I_{min}	1,56 (20) ± 0,24		1,50 (20) ± 0,23		0,042 (2,185)
J	15641,35 (20) ± 3455,08	541,27 (14) ± 75,09	13780,80 (20) ± 3417,99	471,38 (14) ± 82,78	0,000 (6,567)***
Frauen					
TA	219,23 (13) ± 26,24	319,07 (13) ± 31,69	208,69 (13) ± 27,77	303,55 (13) ± 33,34	0,000 (6,435)***
CA	150,69 (13) ± 13,05	219,88 (13) ± 21,00	142,92 (13) ± 13,83	208,35 (13) ± 19,07	0,002 (3,918)**
MA	68,54 (13) ± 26,00	99,19 (13) ± 34,13	65,77 (13) ± 25,19	95,20 (13) ± 33,16	0,195 (1,372)
I_{max}	4306,38 (13) ± 928,79	217,85 (6) ± 38,79	3941,38 (13) ± 1037,12	202,43 (6) ± 43,64	0,147 (1,714)
I_{min}	2839,85 (13) ± 565,89	131,36 (6) ± 17,08	2549,54 (13) ± 529,08	121,91 (6) ± 21,03	0,020 (3,376)*
I_{max}/I_{min}	1,53 (13) ± 0,24		1,55 (13) ± 0,25		0,590 (-0,554)
J	7146,23 (13) ± 1385,22	349,22 (6) ± 53,14	6490,92 (13) ± 1489,35	324,34 (6) ± 61,02	0,075 (2,238)

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, t: Testwert, Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant), ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant). ¹ T-Test bei gepaarten Stichproben.

4.2.1.2. Femur

Tabelle 19 und Tabelle 20 zeigen die Ergebnisse der computergestützten, biomechanischen Analyse der Femora von Xcambó und Barbing. Rechte und linke Femora werden jeweils getrennt aufgeführt. Die Mittelwerte der Stichproben der männlichen und weiblichen Individuen wurden anhand eines T-Tests auf signifikante Unterschiede getestet. Parallel wurde für jede Variable der prozentuale Sexualdimorphismus (SDI) errechnet. Die Ergebnisse des T-Tests sowie die SDI-Werte werden ebenfalls in den Tabellen 19 und 20 aufgeführt.

In der Xcambóer Stichprobe erweisen sich die Flächenmaße TA und CA sowie das generelle Biegemoment J am Femur als sehr hoch signifikant geschlechtsdimorph (Tabelle 19). Die prozentuale Differenz zwischen der Stichprobe männlicher und weiblicher Individuen liegt für CA rechts bei 12,49%, links bei 15,4% und für J bei 37,4% (rechts) bzw. 42,7% (links) und ist damit auffallend hoch (Abbildung 13).

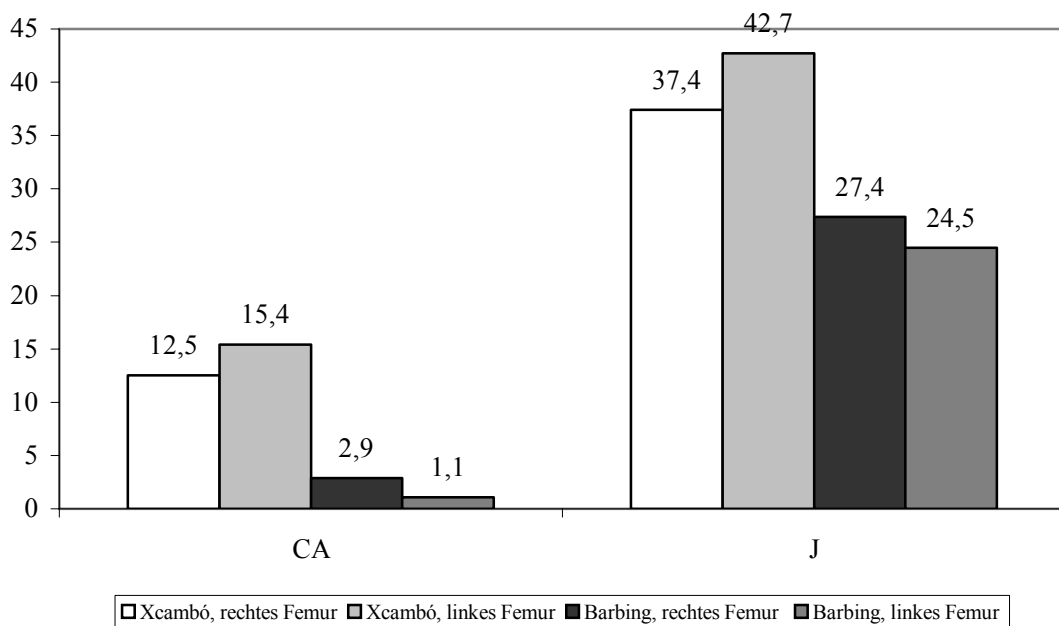


Abbildung 13: Prozentualer Sexualdimorphismus der Compactafläche (CA) und des generellen Biegemoments (J) der Xcambóer und Barbinger Femora.

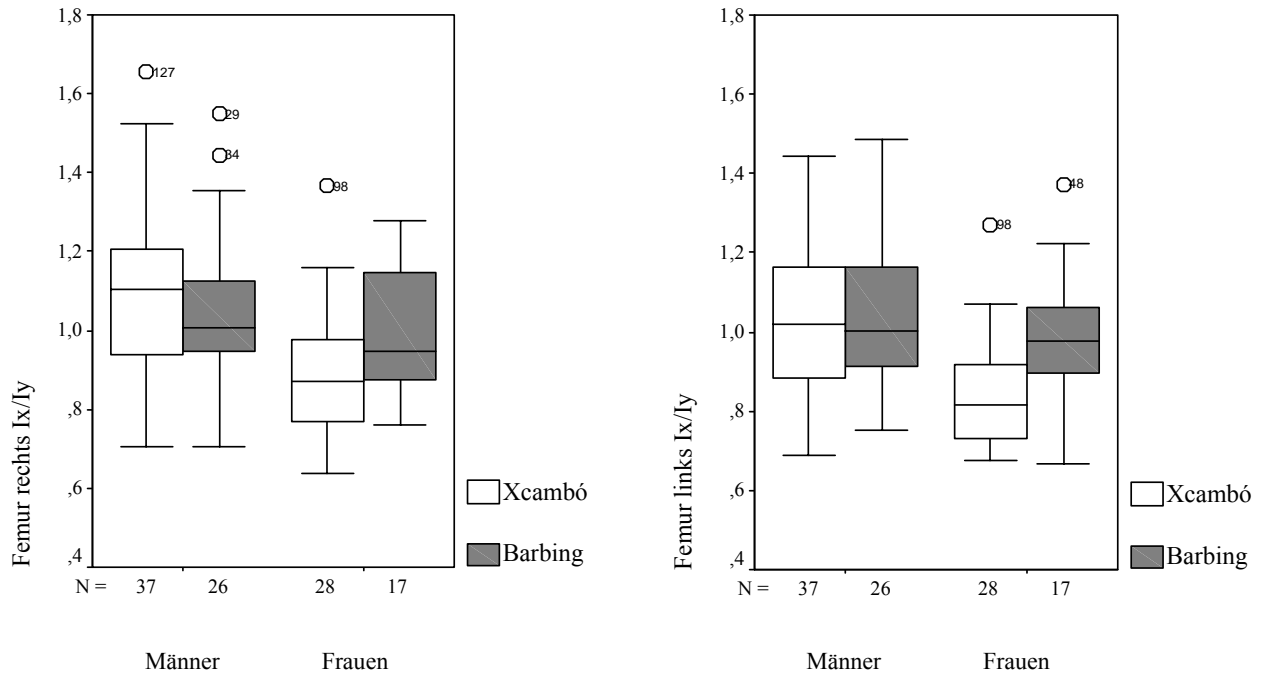


Abbildung 14: Verhältnis von antero-posteriorem zu medio-lateralem Trägheitsmoment des Knochenschafts (I_x/I_y) an der Schaftmitte des rechten und linken Femurs der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen. Besonders auffällig ist die Seitendifferenz des Mittelwerts bei den Männern von Xcambó sowie der niedrige Wert der Mayafrauen.

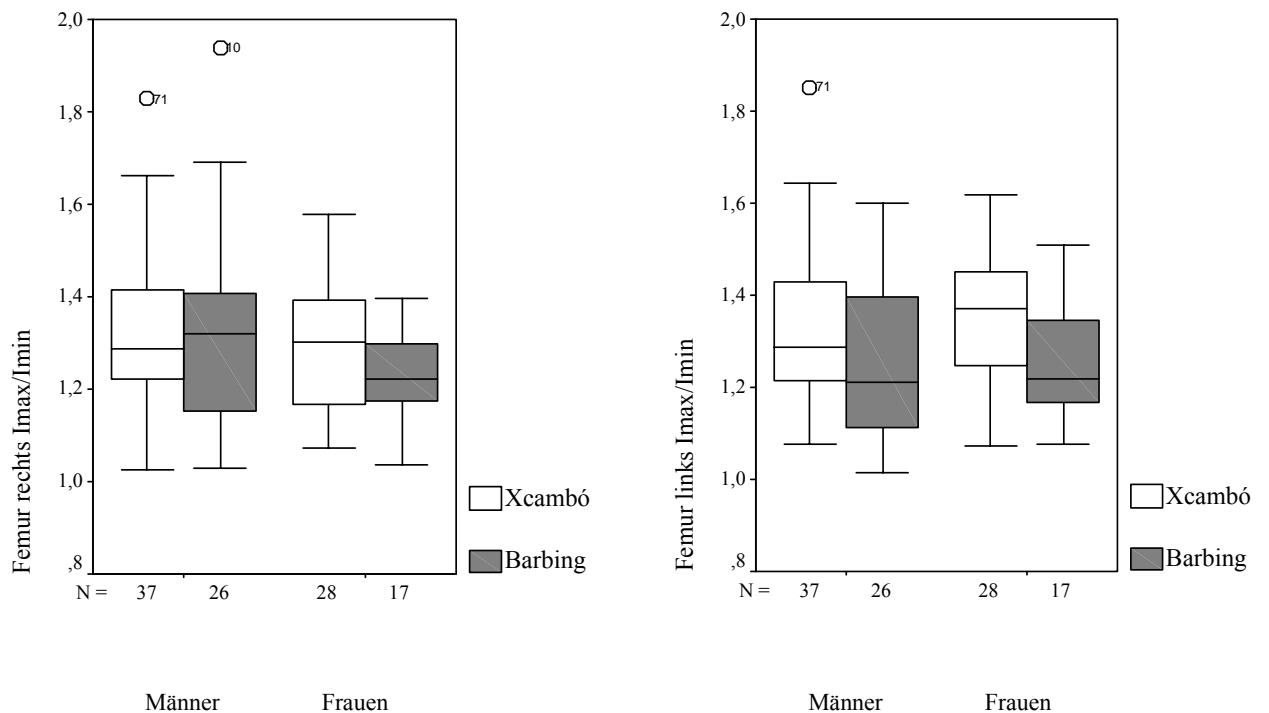


Abbildung 15: Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment (I_{max}/I_{min}) an der Schaftmitte des rechten und linken Femurs der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen.

Auch die Trägheitsmomente (I_x , I_y , I_{\max} , I_{\min}) erweisen sich als signifikant geschlechtsdimorph. Entsprechend verhält sich zudem das Formverhältnis I_x/I_y sehr hoch signifikant geschlechtsdimorph. Am rechten Femur beträgt der Mittelwert von I_x/I_y bei den Männern 1,09 und bei den Frauen 0,90, am linken Femur betragen die entsprechenden Werte 1,02 (Männer) und 0,83 (Frauen). Die Differenz zwischen den Mittelwerten der Männer und der Frauen ist I_x/I_y betreffend damit ausgesprochen hoch (Abbildung 14). Der prozentuale Geschlechtsunterschied beträgt für das rechte Femur 21,1% und für das linke Femur 22,9%. I_{\max}/I_{\min} ist nicht signifikant geschlechtsdimorph. Die Mittelwerte der beiden Geschlechtsgruppen liegen rechts und links zwischen 1,30 und 1,35 und damit sehr eng beieinander (Abbildung 15). Die prozentuale Differenz zwischen der Stichprobe männlicher und weiblicher Individuen beträgt lediglich 2,3% (rechts) bzw. 1,5% (links) (Abbildung 16).

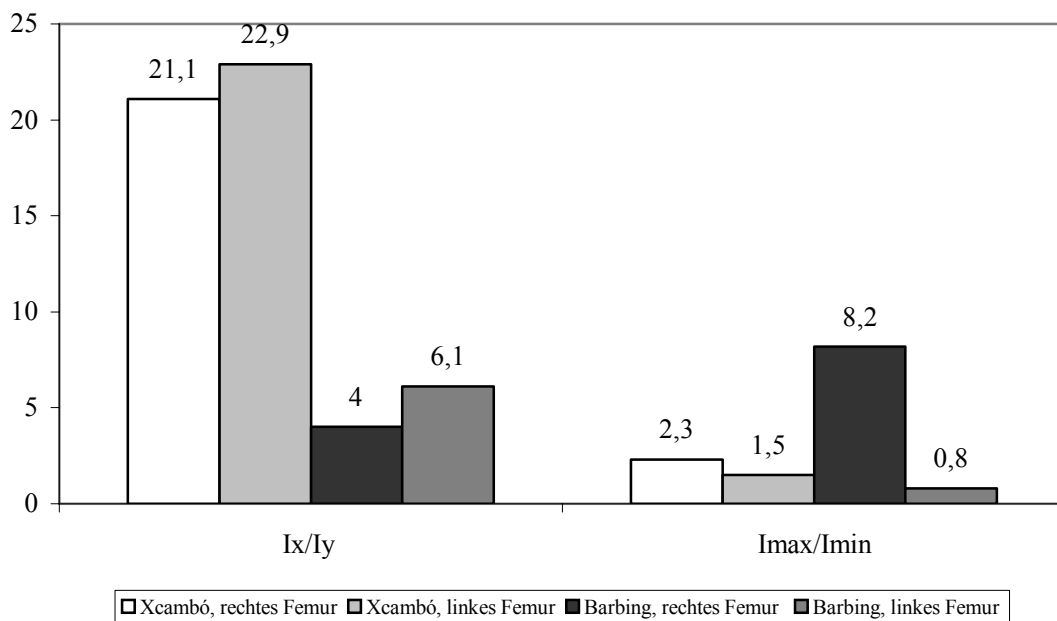


Abbildung 16: Prozentualer Sexualdimorphismus von I_x/I_y und I_{\max}/I_{\min} der Xcambóer und Barbinger Femora.

Die Ergebnisse der Barbinger Stichprobe unterscheiden sich deutlich von denen der Xcambóer (Tabelle 20). Die Flächenmaße TA, CA und MA sind nicht signifikant geschlechtsdimorph. Der prozentuale Geschlechtsunterschied von CA liegt bei nur 2,9% (rechtes Femur) bzw. 1,1% (linkes Femur) (vgl. Abbildung 13). J ist dagegen signifikant geschlechtsdimorph, jedoch liegt der prozentuale Unterschied zwischen der Stichprobe der männlichen und der Stichprobe der weiblichen Individuen auch hier geringer als bei den Maya (bei 27,4% für das rechte Femur und 24,5% für das linke Femur) (Abbildung 13).

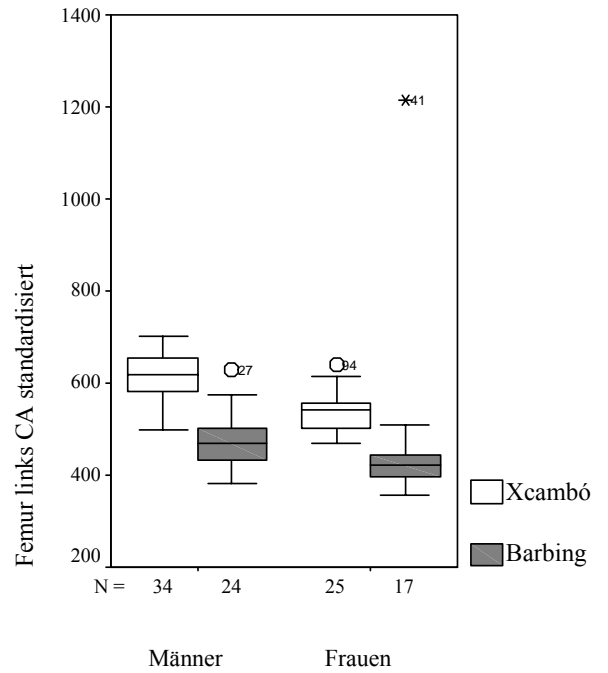
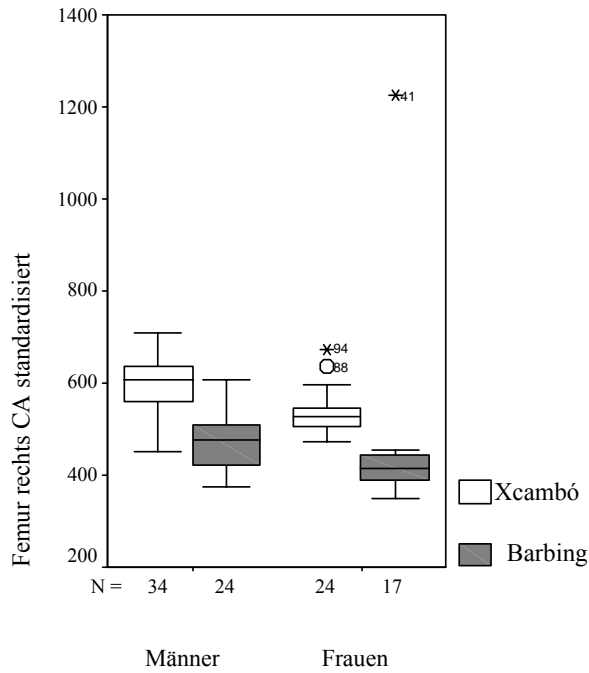


Abbildung 17: Compactafläche (CA) der Schaftmitte des rechten und linken Femurs der Xcambóer und Barbing Männer und Frauen. Bei den Männern als auch bei den Frauen liegen die Mittelwerte der Barbinger Skelete signifikant niedriger als die der Xcambóer Skelete.

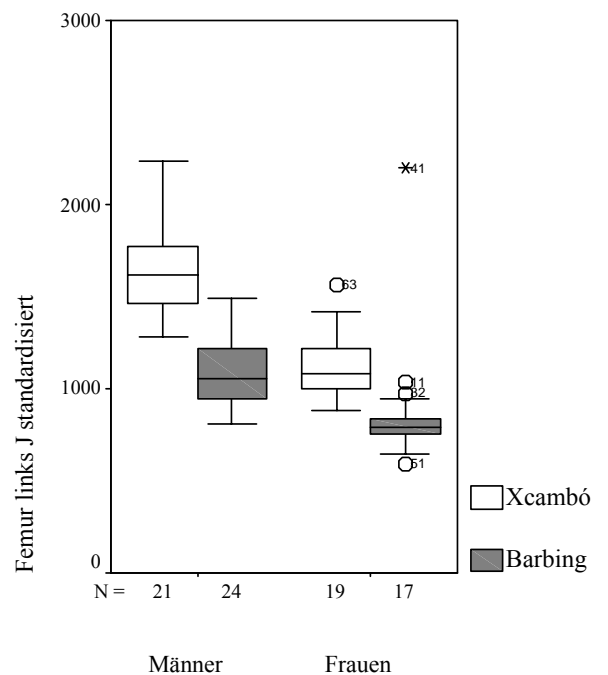
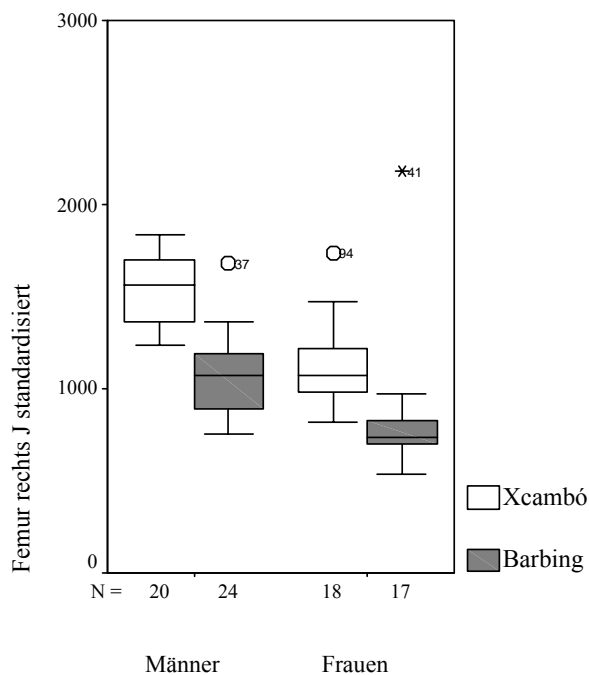


Abbildung 18: Generelles Biegemoment (J) der Schaftmitte des rechten und linken Femurs der Xcambóer und Barbing Männer und Frauen. Der Mittelwert von J ist bei den Xcambóern signifikant größer als bei den Barbingern.

Die Mittelwerte der Trägheitsmomente (I_x , I_y , I_{\max} , I_{\min}) der Stichprobe der männlichen Individuen und der Stichprobe der weiblichen Individuen des germanischen Gräberfelds Barbing unterscheiden sich signifikant, jedoch ist die Differenz im Vergleich zu den Maya jeweils geringer. Der Mittelwert von I_{\max}/I_{\min} liegt in der Barbinger Skeletserie insgesamt geringfügig unterhalb des I_{\max}/I_{\min} -Mittelwerts der Xcambóer Skeletserie, bei 1,22 bis 1,32 (Abbildung 15). Die prozentuale Differenz zwischen der Stichprobe der männlichen und der Stichprobe der weiblichen Individuen liegt geringfügig höher als in Xcambó, bei 4% für das rechte Femur und 6,1% für das linke Femur (Abbildung 16). I_x/I_y betreffend zeigt sich dagegen bei den Barbingern ein auffallend anderes Muster als bei den Xcambóern: Während der Sexualdimorphismus von I_x/I_y in der Xcambóer Stichprobe besonders signifikant war, liegt bei den Barbingern keine signifikante Geschlechtsdifferenz vor (Abbildung 14). Stattdessen liegen die Mittelwerte der Stichprobe der männlichen und der Stichprobe der weiblichen Individuen eng beieinander. Am rechten Femur der Stichprobe der männlichen Individuen von Barbing liegt der Mittelwert bei 1,04, in der Stichprobe der weiblichen Individuen beträgt der entsprechende Mittelwert 1,00. Am linken Femur liegt der Mittelwert der Stichprobe männlicher Individuen bei 1,04, der Mittelwert der Stichprobe der weiblichen Individuen liegt bei 0,98. Konsequenterweise ist auch die prozentuale Differenz zwischen den beiden Geschlechtsgruppen aus Barbing deutlich geringer als die der Xcambóer, sie beträgt für das rechte Femur 4%, für das linke Femur 6,1% (Abbildung 16).

Interessanterweise lassen sich am Femur in beiden Populationen auch bemerkenswerte Seitendifferenzen nachweisen (Tabelle 17).

Tabelle 17: Statistische Signifikanz der bilateralen Asymmetrie der biomechanischen Variablen des Femurs der Xcambóer und Barbinger Männer und Frauen (T-Test¹)

	Xcambó Männer			Frauen		Barbing Männer		Frauen	
	p	t		p	t	p	t	p	t
CA	0,002	-3,423	***	0,563	0,588	0,863	0,175	0,049	-2,137 *
I_x	0,348	-,964		0,073	1,919	0,738	-0,339	0,115	-1,672
I_y	0,035	-2,295	*	0,468	-0,744	0,445	-0,779	0,001	-4,216 ***
I_{\max}	0,030	-2,373	*	0,853	-0,189	0,646	0,467	0,007	-3,105 **
I_{\min}	0,148	-1,515		0,156	1,489	0,026	-2,408 *	0,020	-2,607 *
I_x/I_y	0,006	2,971	**	0,000	4,296 ***	0,500	0,686	0,046	2,177 *
J	0,052	-2,091		0,651	0,460	0,538	-0,627	0,004	-3,345 **

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. p: Signifikanzniveau, t: Testwert. Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant) ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant)¹ T-Test bei gepaarten Stichproben.

Bei den Xcambóern betreffen diese fast ausschließlich die Stichprobe männlicher Individuen. In dieser sind CA, I_y , I_{max} sowie I_x/I_y signifikant asymmetrisch. Die Mittelwerte von CA, I_y , I_{max} sind jeweils links größer. Der Mittelwert von I_x/I_y ist links etwas kleiner als rechts. Die Seitendifferenz betrifft folglich die Robustizität als auch die Form der Femurdiaphyse. Bei den Frauen von Xcambó erweist sich im Gegensatz dazu nur I_x/I_y als signifikant seitendifferent. Bei den Barbingern zeigt sich ein umgekehrtes Bild. Ausgenommen von I_x sind alle untersuchten Merkmale in der Stichprobe der weiblichen Individuen signifikant seitendifferent. Erneut erweist sich auch hier die linke Seite als robuster. Die Mittelwerte von CA, J sowie aller gemessenen Trägheitsmomente sind auf dieser größer als auf der rechten Seite. Der Mittelwert von I_x/I_y ist, wie auch bei den Männern von Xcambó, auf der linken Seite etwas kleiner als auf der rechten. Im Gegensatz dazu erweisen sich die Femora der Männer von Barbing als sehr symmetrisch. I_{min} ist das einzige Merkmal, das bei ihnen eine signifikante bilaterale Asymmetrie aufweist.

Zusammenfassend ist zu betonen, dass am Belastungsmuster der unteren Extremität bemerkenswerte Unterschiede zwischen den Barbinger und den Xcambóer Skeleten vorliegen. Aus Tabelle 18 wird ersichtlich, dass sich die Robustizitätsmerkmale (CA und J) von Frauen und Männern der beiden Populationen jeweils sehr hoch signifikant voneinander unterscheiden.

Tabelle 18: Statistische Signifikanz der Populationsdifferenz Xcambó – Barbing der biomechanischen Variablen der Femora von Männern und Frauen (Mann-Whitney-U-Test¹)

	CA	I_x	I_y	I_{max}	I_{min}	I_x/I_y	I_{max}/I_{min}	J
♂ rechts	0,000***	0,000***	0,000***	0,000***	0,000***	0,252	0,596	0,000***
♂ links	0,000***	0,000***	0,000***	0,000***	0,000***	0,717	0,065	0,000***
♀ rechts	0,000***	0,000***	0,000***	0,000***	0,000***	0,049*	0,106	0,000***
♀ links	0,000***	0,001***	0,000***	0,000***	0,000***	0,002**	0,015*	0,000***

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant) ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant). ¹ Test für zwei unabhängige Stichproben.

Bereits die Mittelwerte der Rohwerte der angesprochenen Untersuchungsvariablen liegen bei den Maya jeweils deutlich höher als bei den Barbingern. Die Standardisierung führt eine weitere Steigerung dieser Differenz herbei (vgl. Kapitel 4.3.2.). Trotz ihrer kleineren Körper und des geringeren Körpergewichts lässt sich bei den Maya eine signifikant höhere Robustizität feststellen.

Sehr auffällig ist auch der Populationsunterschied des Formverhältnisses I_x/I_y . Besonders interessant ist der niedrige Mittelwert von I_x/I_y bei den Frauen der Maya. Dieser liegt deutlich unter dem Wert 1, das heißt die medio-laterale Ausdehnung des Schafts ist deutlich größer als die antero-posteriore. I_y , das medio-laterale Biegemoment, zeigt eine höhere Differenz zwischen den beiden Kollektiven weiblicher Individuen als I_x . Dies bedeutet, dass insbesondere die Differenz der medio-lateralen Ausrichtung des Materials der Knochenquerschnitte sich zwischen den Xcambóer und den Barbinger Frauen unterscheidet. Bei den Frauen von Xcambó liegt I_y deutlich höher; die medio-laterale Biegungsanpassung des Knochenschafts ist folglich bei ihnen besonders groß. Der Populationsunterschied von I_x/I_y der beiden Stichproben weiblicher Individuen ist signifikant (Tabelle 18). Beim Vergleich der beiden männlichen Populationen zeigt sich dagegen keine statistische Signifikanz. Für I_{\max}/I_{\min} konnte nur am linken Femur zwischen den beiden Kollektiven weiblicher Individuen eine statistisch signifikante Populationsdifferenz ermittelt werden. Am rechten Femur der Frauen sowie am rechten und am linken Femur der Männer lässt sich für I_{\max}/I_{\min} dagegen keine statistische Populationsdifferenz ausmachen.

Tabelle 19: Sexualdimorphismus der biomechanischen Variablen des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó (T-Test¹ und prozentualer Sexualdimorphismus)

	Männer		Frauen		Sexualdimorphismus	
	Rohwert	standardisierter Wert	Rohwert	standardisierter Wert	p (t)	%
	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S		
rechts						
TA	535,08 (37) ± 43,14	766,08 (34) ± 70,36	421,57 (28) ± 57,71	681,03 (24) ± 63,45	0,000 (4,719)***	
CA	421,78 (37) ± 38,20	603,76 (34) ± 56,51	332,82 (28) ± 42,91	536,70 (24) ± 45,92	0,000 (4,798)***	12,5
MA	113,30 (37) ± 23,98	162,33(34) ± 37,60	88,75 (28) ± 20,45	144,33 (24) ± 29,66	0,056 (1,953)	
I_x	23201,73 (37) ± 4240,51	815,72 (20) ± 119,21	13207,64 (28) ± 3765,60	524,18 (18) ± 107,68	0,000 (7,878)***	
I_y	21581,19 (37) ± 4240,92	739,99 (20) ± 115,29	14899,71 (28) ± 4303,19	607,93 (18) ± 142,10	0,003 (3,159)**	
I_{max}	25522,35 (37) ± 4880,55	897,58 (20) ± 137,49	15866,04 (28) ± 4613,56	645,17 (18) ± 145,91	0,000 (5,489)***	
I_{min}	19260,57 (37) ± 3052,82	658,14 (20) ± 72,25	12241,32 (28) ± 3195,84	486,94 (18) ± 92,93	0,000 (6,375)***	
I_x/I_y	1,09 (37) ± 0,20		0,90 (28) ± 0,17		0,000 (4,158)***	21,1
I_{max}/I_{min}	1,33 (37) ± 0,18		1,30 (28) ± 0,14		0,420 (0,812)	2,3
J	44782,92 (37) ± 7304,35	1555,72 (20) ± 184,41	28107,36 (28) ± 7651,68	1132,11 (18) ± 231,53	0,000 (6,269)***	37,4
links						
TA	549,68 (37) ± 53,21	789,06 (34) ± 67,49	424,64 (28) ± 47,85	684,40 (25) ± 51,28	0,000 (6,492)***	
CA	433,65 (37) ± 43,47	621,42 (34) ± 48,48	334,43 (28) ± 36,75	538,49 (25) ± 42,69	0,000 (6,824)***	15,4
MA	116,03 (37) ± 27,39	167,64 (34) ± 41,23	90,21 (28) ± 19,60	145,91 (25) ± 27,93	0,027 (2,276)**	
I_x	23713,08 (37) ± 5086,36	818,19 (21) ± 134,56	12665,50 (28) ± 2817,09	506,99 (19) ± 84,14	0,000 (8,659)***	
I_y	23631,05 (37) ± 5746,20	806,73 (21) ± 146,18	15510,29 (28) ± 3849,61	631,46 (19) ± 121,61	0,000 (4,098)***	
I_{max}	26911,68 (37) ± 5950,65	931,75 (21) ± 154,68	16176,04 (28) ± 3924,42	656,25 (19) ± 120,01	0,000 (6,245)***	
I_{min}	20432,49 (37) ± 4493,49	693,17 (21) ± 110,25	12000,00 (28) ± 2586,65	482,20 (19) ± 85,59	0,000 (6,708)***	
I_x/I_y	1,02 (37) ± 0,18		0,83 (28) ± 0,14		0,000 (4,781)***	22,9
I_{max}/I_{min}	1,33 (37) ± 0,17		1,35 (28) ± 0,13		0,604 (0,521)	-1,5
J	47344,16 (37) ± 9987,19	1624,92 (21) ± 240,78	28176,04 (28) ± 6341,58	1138,46 (19) ± 196,05	0,000 (6,961)***	42,7

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, t: Testwert, Signifikanzniveaus: ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant). ¹ T-Test für zwei unabhängige Stichproben.

Tabelle 20: Sexualdimorphismus der biomechanischen Variablen des Femurs von Männern und Frauen von Barbing (T-Test¹ und prozentualer Sexualdimorphismus).

	Männer		Frauen		Sexualdimorphismus	
	Rohwert	standardisierter Wert	Rohwert	standardisierter Wert	p (t)	%
	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S		
rechts						
TA	531,58 (26) ± 80,86	626,83 (24) ± 62,73	386,59 (17) ± 36,12	603,46 (17) ± 218,53	0,621 (0,498)	
CA	399,08 (26) ± 56,05	471,72 (24) ± 58,09	290,18 (17) ± 29,25	458,55 (17) ± 200,10	0,761 (0,306)	2,9
MA	132,50 (26) ± 40,06	155,11 (24) ± 36,26	96,41 (17) ± 28,36	144,91 (17) ± 39,66	0,398 (0,854)	
I_x	22542,88 (26) ± 8201,21	541,98 (24) ± 134,32	11297,00 (17) ± 2116,96	412,99 (17) ± 173,21	0,011 (2,686)*	
I_y	21753,77 (26) ± 6452,79	525,86 (24) ± 104,15	11557,24 (17) ± 2433,83	425,07 (17) ± 193,48	0,037 (2,156)*	
I_{max}	25290,46 (26) ± 9260,56	610,32 (24) ± 146,74	12525,12 (17) ± 2038,91	461,07 (17) ± 205,26	0,010 (2,719)**	
I_{min}	19006,23 (26) ± 5000,37	457,52 (24) ± 76,53	10329,24 (17) ± 2155,14	376,98 (17) ± 157,37	0,036 (2,177)*	
I_x/I_y	1,04 (26) ± 0,21		1,00 (17) ± 0,18		0,453 (0,758)	4
I_{max}/I_{min}	1,32 (26) ± 0,21		1,22 (17) ± 0,09		0,094 (1,715)	8,2
J	44296,69 (26) ± 13913,01	1067,84 (24) ± 210,07	22854,35 (17) ± 4097,97	838,06 (17) ± 360,98	0,014 (2,571)*	27,4
links						
TA	542,15 (26) ± 73,46	642,3484 (24) ± 66,82	395,38 (16) ± 40,89	626,4368 (16) ± 223,81	0,744 (0,329)	
CA	400,50 (26) ± 45,33	473,8034 (24) ± 57,14	294,24 (17) ± 33,99	468,7127 (17) ± 195,57	0,904 (0,121)	1,1
MA	141,65 (26) ± 45,42	168,5450 (24) ± 44,79	101,88 (16) ± 30,62	156,0588 (16) ± 45,07	0,394 (0,862)	
I_x	22986,50 (26) ± 6914,63	557,9454 (24) ± 113,98	11698,29 (17) ± 2541,47	433,5688 (17) ± 179,81	0,010 (2,712)**	
I_y	22187,62 (26) ± 5705,00	538,7887 (24) ± 103,86	12133,76 (17) ± 2570,31	447,6640 (17) ± 182,46	0,049 (2,032)*	
I_{max}	25084,58 (26) ± 7555,01	611,6516 (24) ± 130,90	13156,71 (17) ± 2554,31	486,4860 (17) ± 194,57	0,018 (2,466)*	
I_{min}	20089,46 (26) ± 4750,00	485,0808 (24) ± 73,32	10675,24 (17) ± 2289,06	394,7437 (17) ± 163,27	0,021 (2,399)*	
I_x/I_y	1,04 (26) ± 0,19		0,98 (17) ± 0,17		0,272 (1,113)	6,1
I_{max}/I_{min}	1,25 (26) ± 0,17		1,24 (17) ± 0,13		0,921 (0,100)	0,8
J	45174,04 (26) ± 11983,58	1096,73 (24) ± 193,42	23831,94 (17) ± 4698,25	881,2297 (17) ± 355,61	0,017 (2,500)*	24,5

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, t: Testwert, Signifikanzniveaus: * = p ≤ 0,05 (signifikant), ** = p ≤ 0,01 (hoch signifikant). ¹ T-Test für zwei unabhängige Stichproben.

4.2.2. Veränderungen in Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche

Von besonderem Interesse in dieser Arbeit sind die Veränderungen in Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche. Aus archäologischen Studien geht hervor, dass die Siedlung eine bedeutende Änderung seiner Rolle im yukatekischen Handel erfuhr – durch die Übernahme einer stärker administrativen Rolle im Salzhandel Yukatans – die sich möglicherweise auch auf die körperliche Belastung der Menschen auswirkte. Die Skelete wurden an der Grabungsstätte stratigraphisch der frühen und späten klassischen Epoche zugeordnet.

Wichtig ist es zunächst zu bemerken, dass die maximalen Knochenlängen von Humerus und Femur sowie das Körpergewicht der Individuen der beiden Epochen nicht statistisch signifikant unterschiedlich ist (Tabelle 21).

Tabelle 21: Differenz der maximalen Knochenlängen von Humerus und Femur und des rekonstruierten Körpergewichts der Xcambóer zwischen den Stichproben der frühen und der späten klassischen Epoche (T-Test¹)

	Frühes Klassikum	Spätes Klassikum	Veränderung im Klassikum	
	M (n) ± S	M (n) ± S	p	t
Humeruslänge² Männer	313,73 (6) ± 11,57	309,38 (16) ± 14,15	0,510	0,671
Humeruslänge² Frauen	273,78 (4) ± 14,46	283,30 (9) ± 17,75	0,369	-0,936
Femurlänge² Männer	447,10 (5) ± 13,74	431,92 (20) ± 16,16	0,067	1,926
Femurlänge² Frauen	396,88 (4) ± 11,04	397,82 (19) ± 22,35	0,936	-0,081
Gewicht Männer	70,40 (12) ± 6,38	71,06 (29) ± 4,93	0,724	-0,355
Gewicht Frauen	60,69 (9) ± 4,24	62,96 (26) ± 4,64	0,205	-1,294

M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, t: Testwert. ¹ T-Test für unabhängige Stichproben, ² arithmetischer Mittelwert des rechten und des linken Knochens.

Es kann jedoch festgestellt werden, dass die Knochenlängen bei Männern und Frauen eine gegenteilige Tendenz erfahren. Bei den Männern lässt sich eine Abnahme nachweisen, bei den Frauen dagegen eine leichte Zunahme. Die Abnahme der größten Länge ist am Femur der Männer am deutlichsten. Es ist demzufolge besonders wichtig, die standardisierten Werte zum Vergleich heranzuziehen.

4.2.2.1. Humerus

Es zeigen sich bei den Frauen und Männern von Xcambó am Humerus sehr unterschiedliche Entwicklungen (Tabelle 23 und 24). In der Stichprobe männlicher Individuen lässt sich ein deutlicher Rückgang der Robustizität nachweisen. Diese zeigt sich an den Flächenmaßen TA und CA, an den Trägheitsmomenten I_{\max} und I_{\min} als auch am Torsionsmoment J. Die Differenz dieser Merkmale zwischen den Individuen der frühen und der späten klassischen Epoche ist statistisch signifikant (Tabelle 22). Für die Compactafläche CA liegen die standardisierten Mittelwerte rechts beispielsweise bei 355,05 mm² für das frühe Klassikum und 314,40 mm² für das späte Klassikum. Links verringert sich der Mittelwert von CA von 324,71 mm² auf 303,54 mm² (Abbildung 19). Der Mittelwert von J verringert sich rechts von 853,89 mm⁴ auf 677,64 mm⁴ und links von 761,29 mm⁴ auf 610,18 mm⁴ (Abbildung 21). Interessanterweise liegt trotz dieser deutlich schwächeren Robustizität am Humerus der Männer von Xcambó im späten Klassikum keine veränderte Form vor. Der Mittelwert von I_{\max}/I_{\min} liegt in beiden Epochen fast gleich, in der frühen klassischen Epoche beträgt er 1,88 (rechts) und 1,79 (links) und in der späten klassischen Epoche 1,88 (rechts) und 1,80 (links) (Abbildung 20).

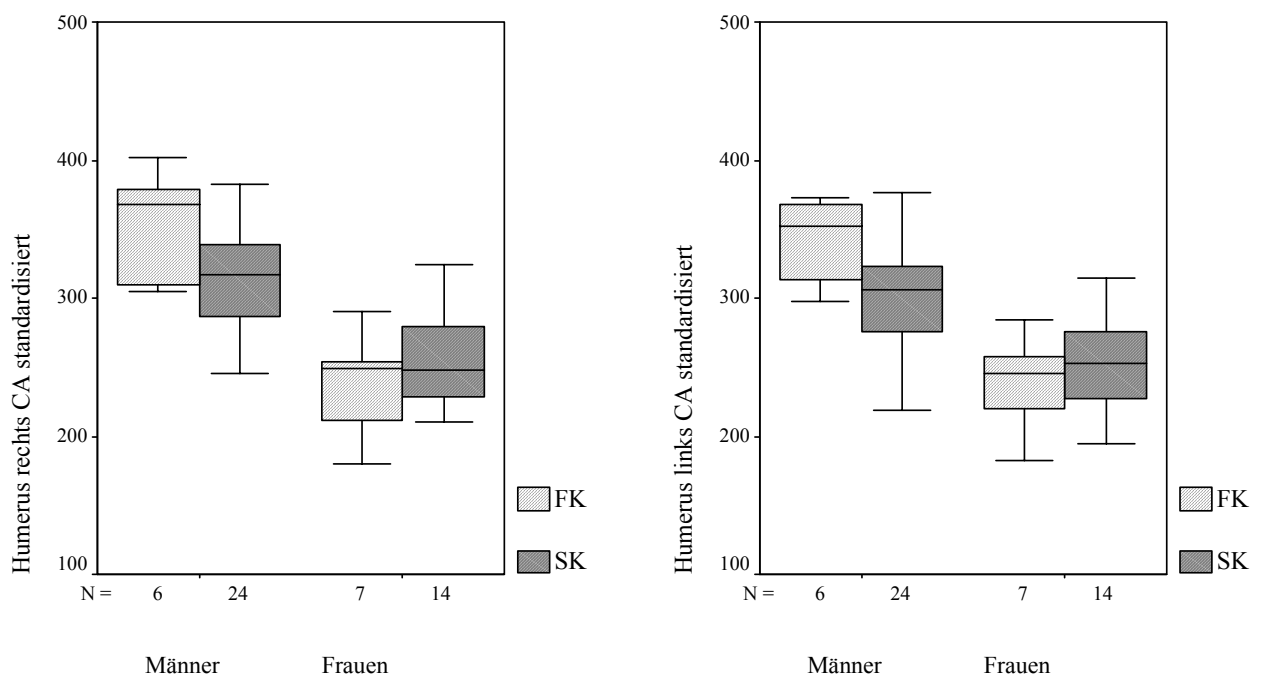


Abbildung 19: Compactafläche (CA) des rechten und linken Humerus der Xcambóer Männer und Frauen in der frühen und späten klassischen Epoche (FK = frühes Klassikum, SK = spätes Klassikum). Der Mittelwert der Compactafläche liegt in der Stichprobe der männlichen Individuen des späten Klassikums signifikant unterhalb des Mittelwerts der Stichprobe des frühen Klassikums. In der Stichprobe weiblicher Individuen liegt der Mittelwert von CA im späten Klassikums dagegen etwas höher als der Mittelwert der Stichprobe der frühen klassischen Epoche.

Insgesamt ist die bilaterale Asymmetrie des Humerus in der späten klassischen Epoche höher. Während im frühen Klassikum nur die Merkmale I_{\max} und J signifikant seitendifferent sind, sind es in der späten klassischen Epoche CA, I_{\max} , I_{\min} und J. Der rechte Humerus ist stets robuster als der linke.

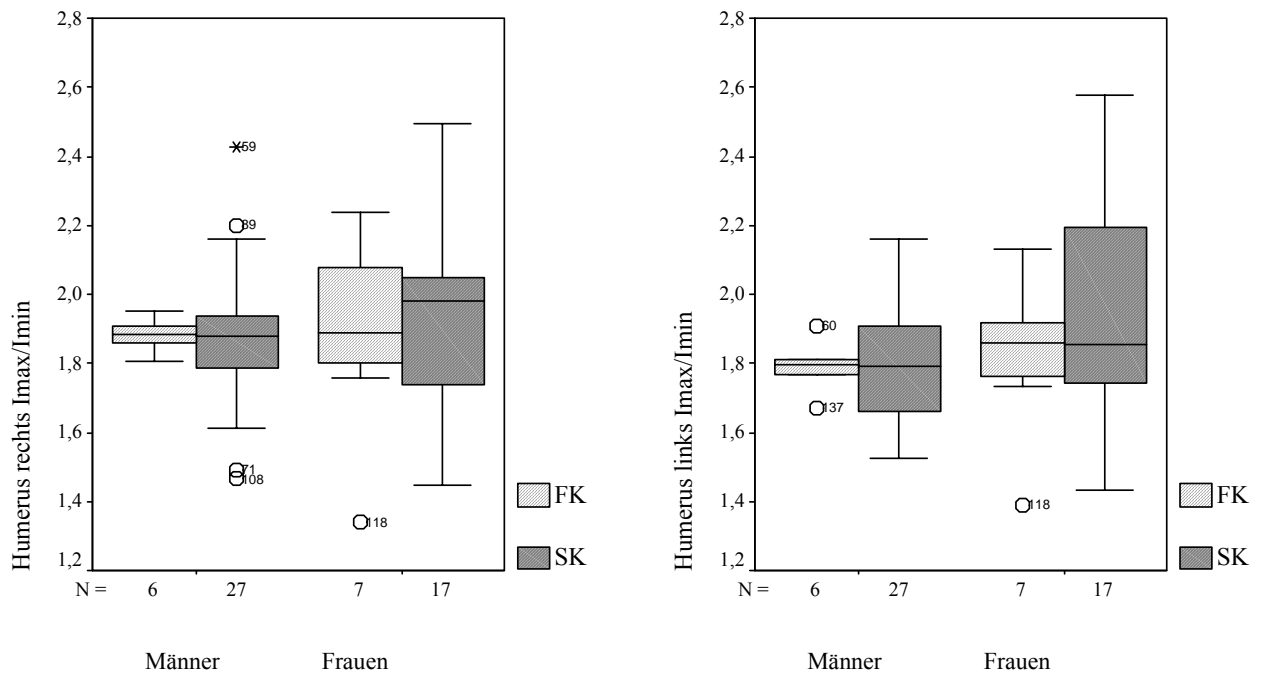


Abbildung 20: Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment (I_{\max}/I_{\min}) der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Xcambóer Männer und Frauen in der frühen und späten klassischen Epoche (FK = frühes Klassikum, SK = spätes Klassikum).

In der Stichprobe der weiblichen Individuen lässt sich an keinem untersuchten Merkmal eine statistisch signifikante Differenz zwischen den Mittelwerten des frühen und des späten Klassikums nachweisen (Tabelle 22). Es ist jedoch interessant, dass die Robustizität im späten Klassikum leicht höher liegt (Abbildung 19 und 21). Es zeigt sich also eine im Vergleich zu den Männern gegenteilige Tendenz (Tabelle 23 und 24).

Tabelle 22: Veränderung am Humerus der Xcambóer Männer und Frauen in Verlauf der klassischen Epoche (T-Test¹)

	Männer rechts		Frauen rechts		Männer links		Frauen links	
	p	t	p	t	p	t	p	t
TA	0,005	3,069 **	0,137	-1,552	0,049	2,057 *	0,169	-1,428
CA	0,023	2,402 *	0,267	-1,143	0,025	2,364 *	0,347	-0,965
MA	0,052	2,028	0,529	-0,641	0,603	0,526	0,481	-0,718
I_{max}	0,027	2,394 *	0,134	-1,630	0,037	2,239 *	0,414	-0,853
I_{min}	0,003	3,346 **	0,289	-1,121	0,015	2,666 *	0,601	-0,540
I_{max}/I_{min}	0,964	0,045	0,629	-0,491	0,914	-0,109	0,406	-0,848
J	0,013	2,751 *	0,181	-1,439	0,025	2,424 *	0,502	-0,697

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. p: Signifikanzniveau, t: Testwert. Signifikanzniveau: * = $p \leq 0,05$ (signifikant) ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant). ¹ Test für zwei unabhängige Stichproben.

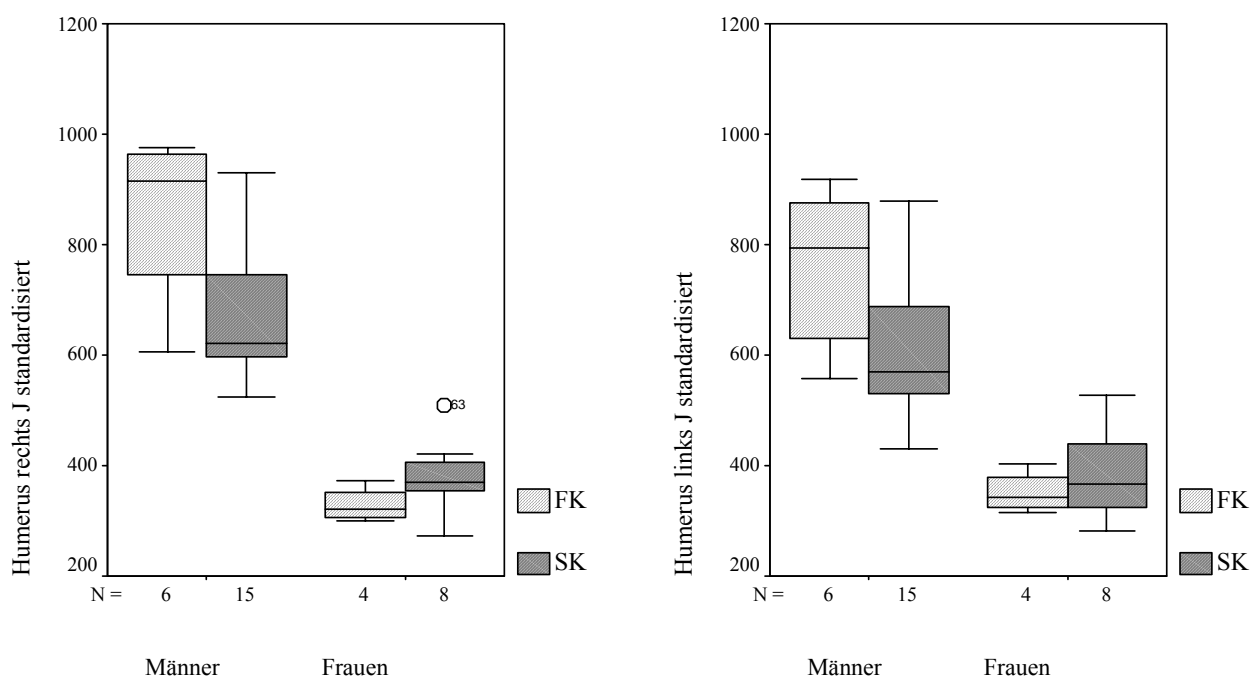


Abbildung 21: Generelles Biegemoment (J) der Schaftmitte des rechten und linken Humerus der Xcambóer in der frühen und späten klassischen Epoche (FK = frühes Klassikum, SK = spätes Klassikum). Der Mittelwert von J liegt in der Stichprobe männlicher Individuen im späten Klassikum deutlich niedriger als im frühen Klassikum. In der Stichprobe der weiblichen Individuen liegt der Mittelwert von J dagegen im späten Klassikum leicht höher als im frühen Klassikum.

Auch für die Diaphysenform des Humerus (I_{\max}/I_{\min}) lässt sich bei den Frauen von Xcambó keine statistisch signifikante Differenz zwischen den Individuen der frühen klassischen Epoche und den Individuen der späten klassischen Epoche nachweisen. Es lässt sich aber feststellen, dass der Mittelwert von I_{\max}/I_{\min} im späten Klassikum leicht höher liegt (Abbildung 20). Er beträgt in der

frühen klassischen Epoche am rechten Humerus 1,89 und am linken Humerus 1,82, im späten Klassikum 1,95 (rechts) und 1,93 (links). Die Querschnittsform der Humeri ist folglich im späten Klassikum ovaler als im frühen Klassikum. Insgesamt ist die sehr geringe bilaterale Asymmetrie bei den Frauen der Maya in der gesamten klassischen Epoche ein besonders bemerkenswertes Merkmal.

Es liegt eine deutliche Veränderung des prozentualen Sexualdimorphismus der untersuchten Merkmale vor. Diese verdeutlicht die morphologische Annäherung der beiden Geschlechtsgruppen zueinander. Insgesamt liegt im späten Klassikum eine geringere prozentuale Geschlechtsdifferenz vor als im frühen Klassikum (Tabelle 23 und 24). In der frühen klassischen Epoche beträgt der prozentuale Geschlechtsdimorphismus der Compactafläche CA am rechten Humerus 50,8%, am linken Humerus 43,8%, in der frühen klassischen Epoche liegen die entsprechenden Prozentwerte bei 23,8% für den rechten Humerus und bei 19,3% für den linken Humerus (Abbildung 22). Die Differenz zwischen den beiden Geschlechtsgruppen reduziert sich damit erheblich. Auch der prozentuale Geschlechtsunterschied des generellen Biegemoments J unterliegt einer deutlichen Verringerung. Im frühen Klassikum beträgt er für den rechten Humerus 159,7%, für den linken Humerus liegt er bei 116,9%, im späten Klassikum betragen die entsprechenden Werte 77,9% (rechts) und 59,1% (links). Der prozentuale Sexualdimorphismus der Formvariable I_{\max}/I_{\min} verändert sich im Vergleich dazu kaum. Er nimmt, im Gegensatz zu den Robustizitätsmerkmalen, im Verlauf der klassischen Epoche leicht zu. Im frühen Klassikum liegt der prozentuale Geschlechtsunterschied zwischen 0,5% (rechts) und 1,6% (links), im späten Klassikum erhöht sich dieser Wert auf 3,6% (rechts) bis 6,7% (links).

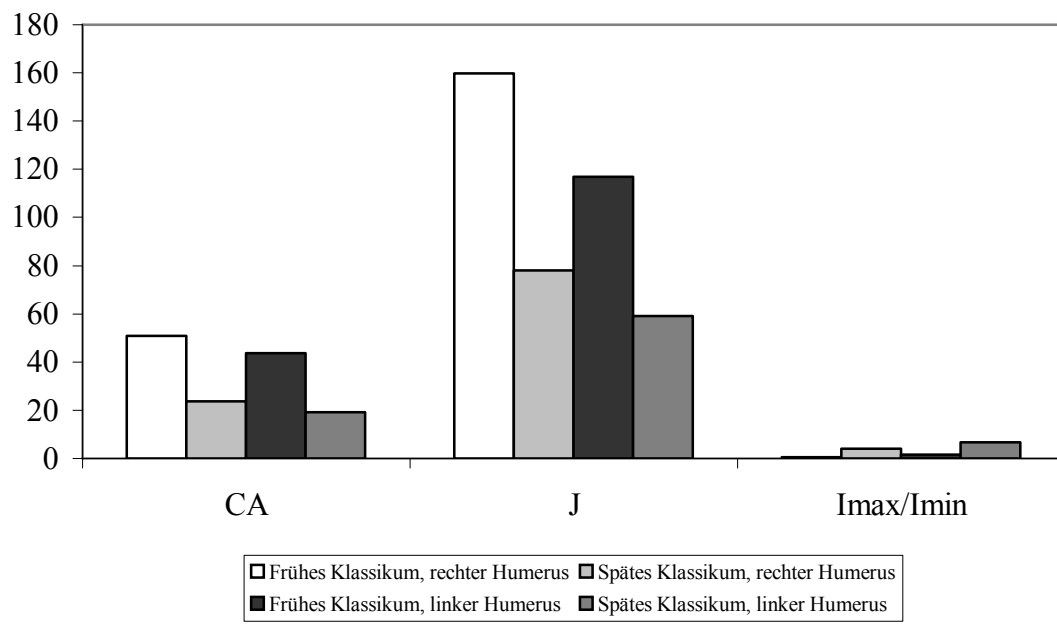


Abbildung 22: Prozentualer Sexualdimorphismus von CA, J und I_{\max}/I_{\min} am Humerus der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und späten Klassikum.

Tabelle 23: Bilaterale Asymmetrie der biomechanischen Variablen des Humerus der Xcambóer Männer und Frauen im frühen Klassikum (T-Test¹)

	rechts		links		Seitendifferenz p (t)		
	Rohwert M (n) ± S	standardisierter Wert M (n) ± S	Rohwert M (n) ± S	standardisierter Wert M (n) ± S			
Männer							
TA	339,67 (6) ± 34,65	499,08 (6) ± 41,64	319,67 (6) ± 44,03	469,16 (6) ± 51,35	0,068 (2,319)		
CA	241,67 (6) ± 30,73	355,05 (6) ± 39,33	233,83 (6) ± 32,30	342,71 (6) ± 31,02	0,145 (1,727)		
MA	98,00 (6) ± 11,47	144,03 (6) ± 15,15	85,83 (6) ± 17,55	126,45 (6) ± 27,87	0,174 (1,586)		
I _{max}	11956,50 (6) ± 2628,62	557,43 (6) ± 97,42	10509,33 (6) ± 2647,43	487,46 (6) ± 84,61	0,022 (3,262)*		
I _{min}	6355,83 (6) ± 1389,25	296,46 (6) ± 52,19	5920,67 (6) ± 1741,04	273,83 (6) ± 56,88	0,104 (1,988)		
I _{max} /I _{min}	1,88 (6) ± 0,05		1,79 (6) ± 0,08		0,074 (2,251)		
J	18312,33 (6) ± 4011,56	853,89 (6) ± 149,27	16430,00 (6) ± 4385,85	761,29 (6) ± 141,21	0,033 (2,931)*		
						SDI	
Frauen						rechts	links
TA	194,00 (7) ± 22,65	318,22 (7) ± 28,34	193,71 (7) ± 20,88	317,61 (7) ± 22,65	0,885 (0,151)		
CA	144,29 (7) ± 31,30	235,47 (7) ± 38,86	145,57 (7) ± 28,06	238,25 (7) ± 36,82	0,657 (-0,467)	50,8	43,8
MA	49,71 (7) ± 11,87	82,75 (7) ± 23,08	48,14 (7) ± 15,38	79,36 (7) ± 24,44	0,698 (0,407)		
I _{max}	3751,86 (7) ± 938,61	217,20 (4) ± 17,59	3874,57 (7) ± 818,32	226,54 (4) ± 22,62	0,540 (-0,689)		
I _{min}	2059,57 (7) ± 771,80	111,66 (4) ± 16,37	2177,57 (7) ± 657,32	124,40 (4) ± 15,44	0,356 (-1,089)		
I _{max} /I _{min}	1,89 (7) ± 0,30		1,82 (7) ± 0,23		0,402 (0,901)	-0,5	-1,6
J	5811,43 (7) ± 1634,47	328,86 (4) ± 32,12	6052,14 (7) ± 1414,68	350,94 (4) ± 37,50	0,427 (-0,916)	159,7	116,9

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, t: Testwert, Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant). ¹ T-Test bei gepaarten Stichproben. SDI = prozentualer Sexualdimorphismus.

Tabelle 24: Bilaterale Asymmetrie des Humerus der Xcambóer Männer und Frauen im späten Klassikum (T-Test¹)

	rechts		links				
	Rohwert	standardisierter Wert	Rohwert	standardisierter Wert	Seitendifferenz		
	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S	p (t)		
Männer							
TA	303,00 (27) ± 33,52	428,64 (24) ± 51,97	294,59 (27) ± 36,99	419,77 (24) ± 52,89	0,153(1,478)		
CA	223,74 (27) ± 24,70	314,40 (24) ± 36,58	214,37 (27) ± 27,17	303,54 (24) ± 37,36	0,012(2,723)*		
MA	79,26 (27) ± 23,66	114,25 (24) ± 34,78	80,22 (27) ± 30,10	116,22 (24) ± 45,12	0,737(-0,340)		
I _{max}	9722,85 (27) ± 2281,85	446,49 (15) ± 95,38	8844,81 (27) ± 2555,85	393,22 (15) ± 88,04	0,001(4,126)***		
I _{min}	5172,00 (27) ± 1006,43	231,15 (15) ± 35,26	4869,74 (27) ± 1055,00	216,96 (15) ± 38,62	0,018(2,682)*		
I _{max} /I _{min}	1,88 (27) ± 0,20		1,80 (27) ± 0,18		0,079 (1,831)		
J	14894,85 (27) ± 3199,16	677,64 (15) ± 126,19	13714,56 (27) ± 3566,43	610,18 (15) ± 124,43	0,001(4,435)***		
<hr/>							
						SDI	
Frauen						rechts	links
TA	207,59 (17) ± 39,63	344,04 (14) ± 38,95	206,35 (17) ± 38,59	342,33 (14) ± 42,51	0,759 (0,314)		
CA	154,82 (17) ± 32,34	254,00 (14) ± 33,09	154,59 (17) ± 32,88	254,54 (14) ± 36,33	0,904 (-0,123)	23,8	19,3
MA	52,76 (17) ± 17,11	90,04 (14) ± 25,25	51,76 (17) ± 16,70	87,79 (14) ± 25,77	0,441 (0,795)		
I _{max}	4722,53 (17) ± 1860,52	248,71 (8) ± 35,94	4632,29 (17) ± 1839,95	245,66 (8) ± 41,17	0,771 (0,303)		
I _{min}	2474,82 (17) ± 1071,32	132,11 (8) ± 33,96	2447,41 (17) ± 1019,47	137,92 (8) ± 47,80	0,432 (-0,834)		
I _{max} /I _{min}	1,95 (17) ± 0,28		1,93 (17) ± 0,30		0,539 (0,628)	-3,6	-6,7
J	7197,35 (17) ± 2877,06	380,81 (8) ± 67,28	7079,71 (17) ± 2778,36	383,57 (8) ± 88,00	0,864 (-0,177)	77,9	59,1

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, t: Testwert, Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant), *** = $p \leq 0,001$ (sehr hoch signifikant). ¹ T-Test bei gepaarten Stichproben. SDI = prozentualer Sexualdimorphismus.

4.2.2.2. Femur

In der Stichprobe der männlichen Individuen können statistisch signifikante Differenzen zwischen der frühen und der späten klassischen Epoche fast ausschließlich am linken Femur festgestellt werden (Tabelle 25). Die Gesamtquerschnittsfläche TA, die Trägheitsmomente I_{\max} , I_{\min} , I_x , I_y sowie J weisen signifikante Unterschiede auf. Aus den Tabellen 26 und 27 wird ersichtlich, dass die Robustizität in der späten klassischen Epoche deutlich geringer war. Auch am rechten Femur ist eine entsprechende Tendenz nachweisbar. Sie ist jedoch nur sehr dezent und statistisch nicht signifikant.

Tabelle 25: Statistische Signifikanz der Differenzen zwischen den Mittelwerten der biomechanischen Variablen des Femurs der frühen und der späten klassischen Epoche (Xcambóer Männer und Frauen) (T-Test¹)

	Männer rechts		Frauen rechts		Männer links		Frauen links	
	p	t	p	t	p	t	p	t
TA	0,263	1,140	0,073	-1,882	0,031	2,252 *	0,208	-1,297
CA	0,449	0,767	0,394	-0,869	0,128	1,565	0,636	-0,480
MA	0,384	0,884	0,010	-2,816 **	0,094	1,727	0,110	-1,660
I_x	0,164	1,451	0,211	-1,303	0,030	2,349 *	0,500	-0,689
I_y	0,546	-0,616	0,086	-1,831	0,013	2,744 *	0,058	-2,030
I_{\max}	0,490	0,706	0,078	-1,883	0,016	2,657 *	0,054	-2,073
I_{\min}	0,975	-0,032	0,186	-1,383	0,009	2,909 **	0,514	-0,667
I_x/I_y	0,005	2,971 **	0,624	0,496	0,125	1,574	0,249	1,178
I_{\max}/I_{\min}	0,824	0,224	0,131	-1,560	0,939	-0,077	0,006	-3,001 **
J	0,616	0,510	0,100	-1,743	0,005	3,173 **	0,148	-1,514

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. p: Signifikanzniveau, t: Testwert. Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant), ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant). ¹ T-Test für unabhängige Stichproben.

Für die Formvariable I_{\max}/I_{\min} lässt sich keine statistisch signifikante Differenz zwischen den beiden klassischen Teilepochen nachweisen (Abbildung 23). I_x/I_y zeigt am rechten Femur einen statistisch signifikanten Unterschied (Abbildung 24). Am linken Femur ist dieser nicht nachweisbar. Im frühen Klassikum beträgt der Mittelwert von I_x/I_y für das rechte Femur 1,24, im späten Klassikum nur noch 1,04. Vergleichsweise liegen die Werte des linken Femurs bei 1,10 (frühes Klassikum) und 1,00 (spätes Klassikum). Es zeigt sich auch hier wieder an beiden Körperseiten der gleiche Trend. Während am linken Femur vor allem die Robustizität abnimmt, ist am rechten Femur die Veränderung der Schaftform auffälliger.

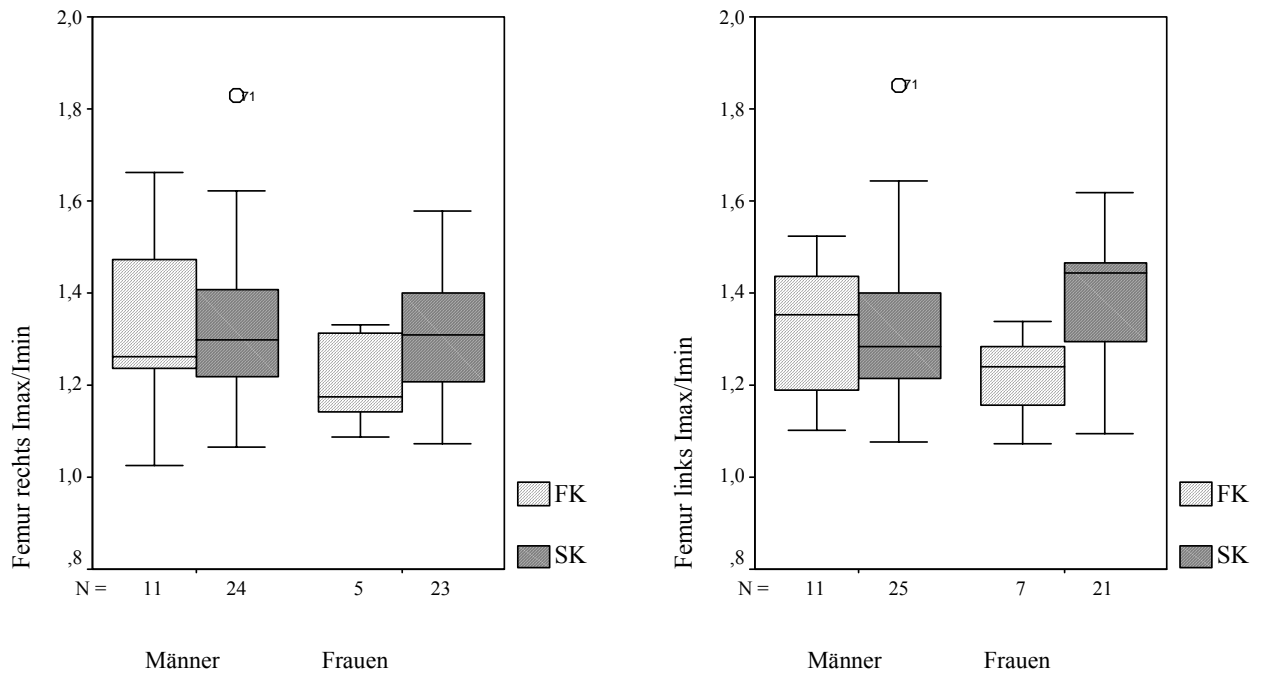


Abbildung 23: Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment (I_{\max}/I_{\min}) an der Schaftmitte des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und im späten Klassikum (FK = frühes Klassikum, SK = spätes Klassikum). Am linken Femur der Frauen lässt sich die einzige signifikante Veränderung im Verlauf der klassischen Epoche feststellen. Am rechten Femur lässt sich der gleiche Trend nachweisen, die Differenz zwischen den Mittelwerten der frühen und späten klassischen Epoche ist jedoch nicht signifikant. In der Stichprobe der männlichen Individuen ist die Veränderung auf beiden Seiten sehr gering.

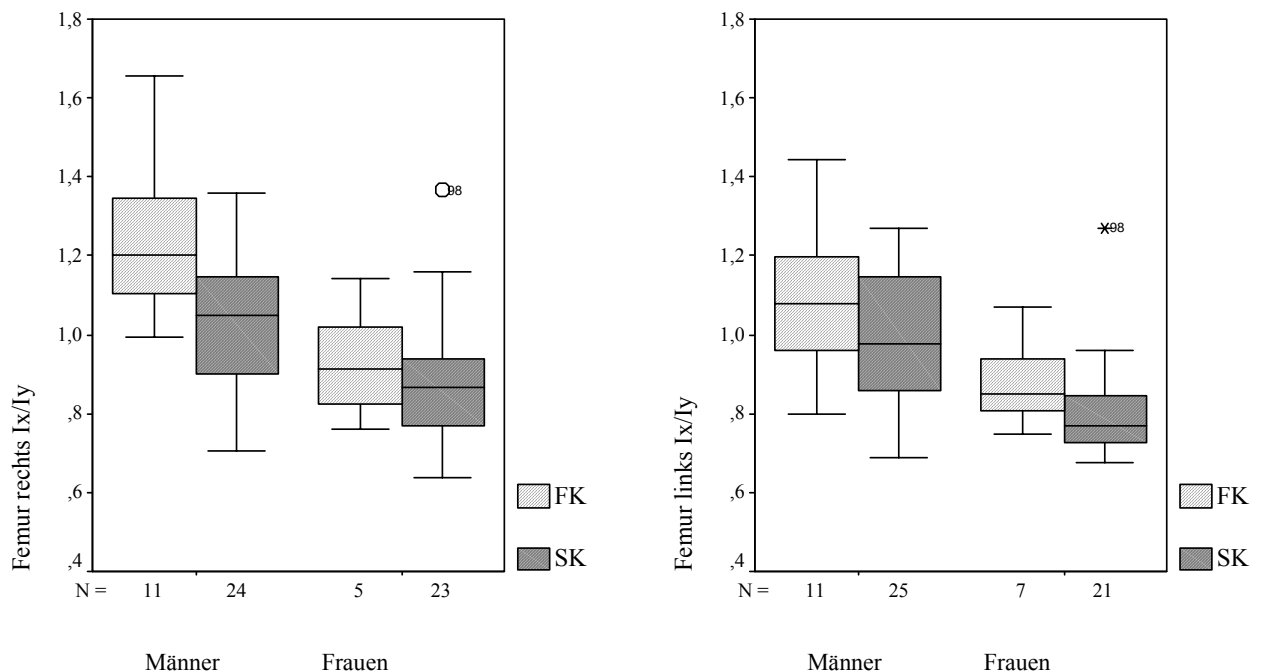


Abbildung 24: Verhältnis von antero-posteriorem zu medio-lateralem Trägheitsmoment (I_x/I_y) an der Schaftmitte des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und späten Klassikum (FK = frühes Klassikum, SK = spätes Klassikum). Es lässt sich bei den Männern als auch bei den Frauen feststellen, dass der Mittelwert von I_x/I_y in der späten klassischen Epoche geringer liegt als in der frühen klassischen Epoche. Statistisch signifikant ist die Differenz zwischen den Mittelwerten der beiden Epochen jedoch nur für das rechte Femur der Stichprobe männlicher Individuen.

Die am rechten und am linken Femur unterschiedlich verlaufende Veränderung während der klassischen Epoche führt in der Stichprobe männlicher Individuen von Xcambó zu einer interessanten Veränderung der festgestellten Seitendifferenzen. Die Gesamtstichprobe männlicher Individuen von Xcambó weist deutliche Seitendifferenzen in der Robustizität und der Form des Femurs auf (vgl. Kap. 5.2.1.1.). Trennt man die Individuen der frühen und der späten klassischen Epoche voneinander, so lässt sich eine bemerkenswerte Entwicklung feststellen (Tabelle 26 und 27). Die bilaterale Asymmetrie ist nur bei den Individuen der frühen klassischen Epoche auffällig. In der späten klassischen Epoche wird diese fast vollständig nivelliert. Dieser Trend zeigt sich für alle untersuchten Variablen, ist jedoch für I_x/I_y sowie für J besonders markant. Im frühen Klassikum liegt der Mittelwert von I_x/I_y rechts bei 1,24 und links bei 1,10, die Differenz beträgt also 0,14. Im späten Klassikum liegt der Mittelwert von I_x/I_y rechts bei 1,04 und links bei 1,00, das heißt die Differenz beträgt hier nur 0,04. Für J liegt der Mittelwert im frühen Klassikum rechts bei 1598,61 mm⁴ und links bei 1910,01 mm⁴. Im späten Klassikum betragen die entsprechenden Werte 1544,99 mm⁴ (rechts) und 1557,84 mm⁴ (links) (Abbildung 25). Insbesondere die generelle Biegebelastbarkeit des linken Femurs liegt im späten Klassikum deutlich niedriger als im frühen Klassikum.

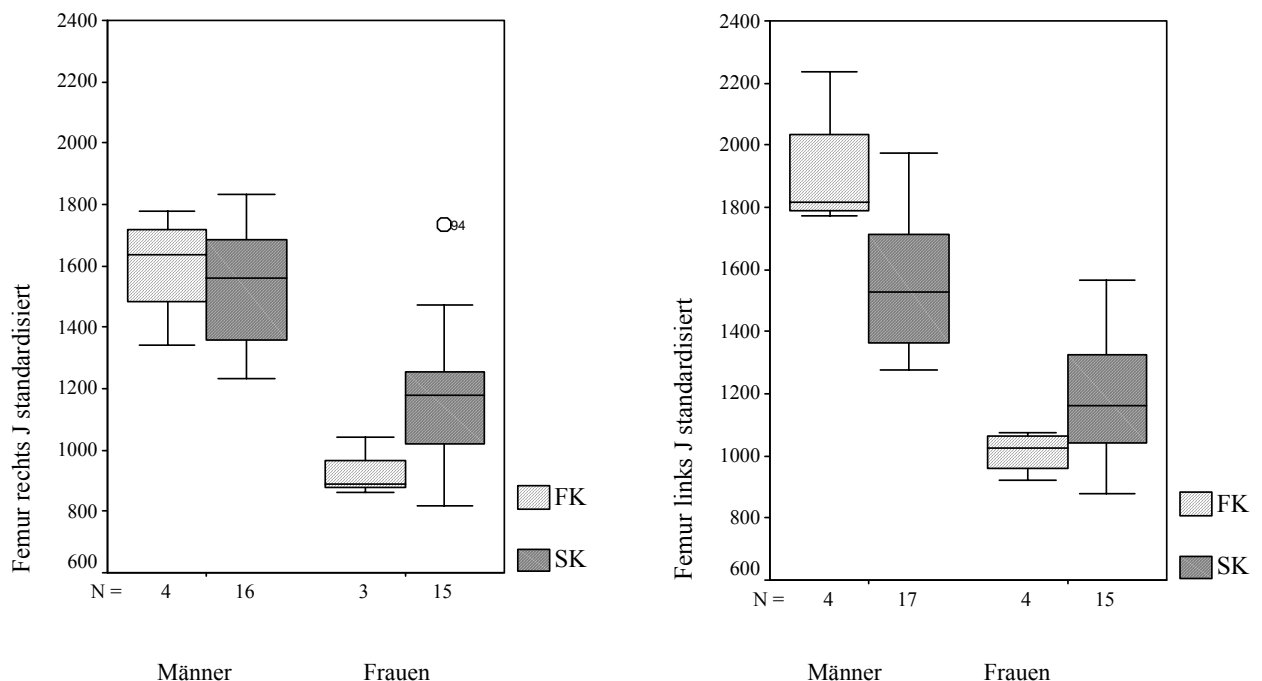


Abbildung 25: Generelles Biegemoment (J) der Schaftmitte des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und im späten Klassikum (FK = frühes Klassikum, SK = spätes Klassikum). Nur am linken Femur der Stichprobe der männlichen Individuen ist die Differenz zwischen den Mittelwerten des frühen und späten Klassikums signifikant. Besonders auffällig ist die Seitendifferenz in der Stichprobe der männlichen Individuen des frühen Klassikums. Insgesamt lässt sich bei den Männern eine Abnahme der Robustizität feststellen. Die Robustizität der Frauen nimmt dagegen zu.

In der Stichprobe der weiblichen Individuen lässt sich keine statistisch signifikante Veränderung der untersuchten Merkmale am Femur während der klassischen Epoche nachweisen (Tabelle 25). Lediglich I_{\max}/I_{\min} links weist eine auffällige Entwicklung auf (Abbildung 23). Sein Mittelwert vergrößert sich von 1,22 (frühe klassische Epoche) auf 1,39 (späte klassische Epoche) (Tabelle 26 und 27). Auch am rechten Femur lässt sich eine leichte Zunahme des Werts feststellen, es liegt jedoch keine statistische Signifikanz vor. Es ist besonders auffällig, dass die Robustizität in der Stichprobe der weiblichen Individuen, im Gegensatz zur Stichprobe der männlichen, in der späten klassischen Epoche höher liegt als in der frühen klassischen Epoche (Abbildung 25 und 26). Diese Tendenz ist nicht statistisch signifikant, es ist aber bemerkenswert, dass Frauen und Männer offenbar einer gegenteiligen Entwicklung unterlagen.

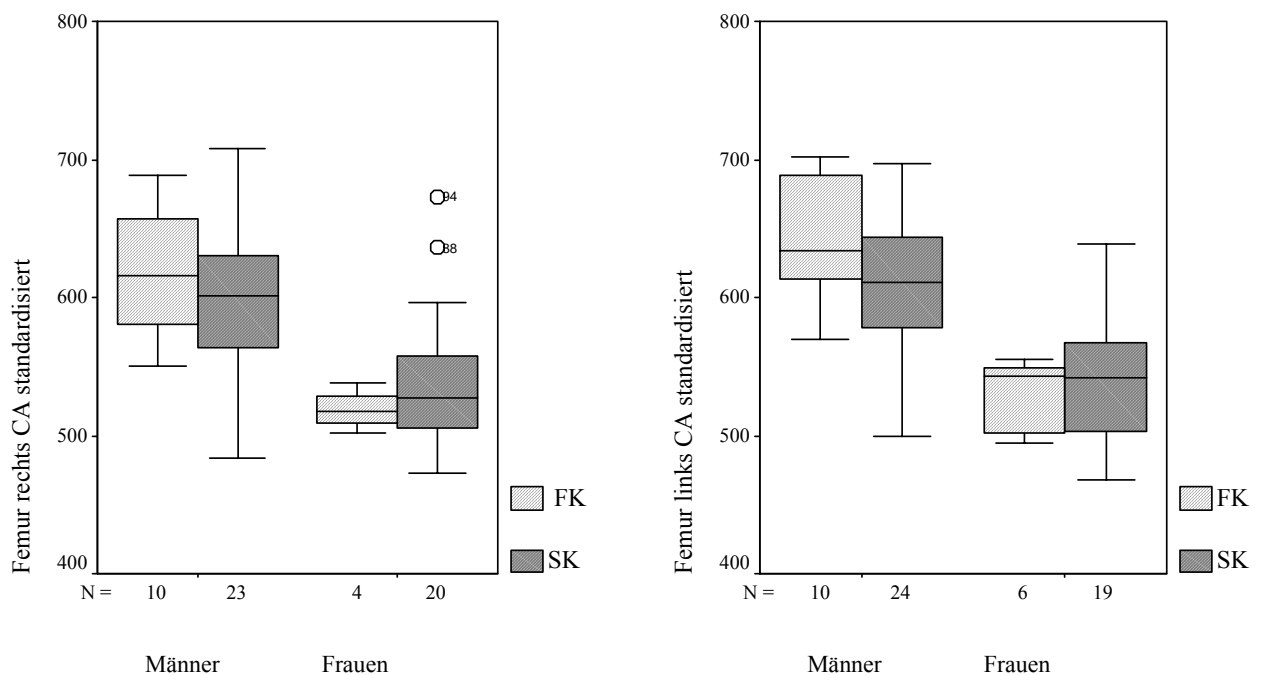


Abbildung 26: Compactafläche (CA) der Schaftmitte des Femurs der Männer und Frauen von Xcambó im frühen und im späten Klassikum (FK = frühes Klassikum, SK = spätes Klassikum). Die Differenz der Mittelwerte der frühen und der späten klassischen Epoche ist in der Stichprobe männlicher Individuen nur für das linke Femur signifikant. Man beachte, dass erneut die Robustizität der Frauen zunimmt, während die der Männer abnimmt.

Die unterschiedlichen Tendenzen in den Stichproben der männlichen und der weiblichen Individuen verursachen eine deutliche Veränderung des prozentualen Sexualdimorphismus (Tabelle 26 und 27 sowie Abbildung 27). Besonders gravierend ist diese für das Torsionsmoment J , dessen prozentuale Geschlechtsdifferenz in der frühen klassischen Epoche für das rechte Femur 71,7% und für das linke Femur 88,9% beträgt. Diese Werte sind ausgesprochen hoch. Im späten Klassikum liegen sie bei 31,8% für das rechte Femur bzw. 32,9%

für das linke Femur. Auch die prozentuale Geschlechtsdifferenz der Compactafläche (CA) unterliegt einem deutlichen Wandel. Im frühen Klassikum liegt sie bei 19,3% (rechts) und 20,7% (links), im späten Klassikum bei 11,8% (rechts) und 13,4% (links). Auch die Veränderung der Geschlechtsdifferenz der Formmerkmale ist bemerkenswert. Da in der Stichprobe der männlichen Individuen nur für das rechte Femur eine bedeutende Veränderung von I_x/I_y im Verlauf der klassischen Epoche nachgewiesen werden konnte, ist die Tendenz an diesem Knochen auffälliger als am linken Femur. Der prozentuale Geschlechtsdimorphismus reduziert sich für das rechte Femur von der frühen zur späten klassischen Epoche von 33,3% auf 16,9%. Deutlich schwächer ist die Abnahme am linken Femur, von 25% (frühes Klassikum) auf 23,4% (spätes Klassikum).

Da der Mittelwert von I_{max}/I_{min} in der Stichprobe der weiblichen Individuen in der späten klassischen Epoche höher liegt, ist die Veränderung der prozentualen Geschlechtsdifferenz dieses Merkmal betreffend ebenfalls bemerkenswert (Abbildung 27). Sie verringert sich für das rechte Femur von 10,7% auf 0% und für das linke Femur von 8,2% auf 4,3%. Besonders interessant ist, dass die Geschlechtsdifferenz der Robustizität beider Femora gleichförmig abnimmt, während sich die Abnahme der prozentualen Geschlechtsdifferenz der Formmerkmale zwischen dem rechtem und dem linkem Femur deutlich unterscheidet. In Abbildung 27 wird dies graphisch veranschaulicht.

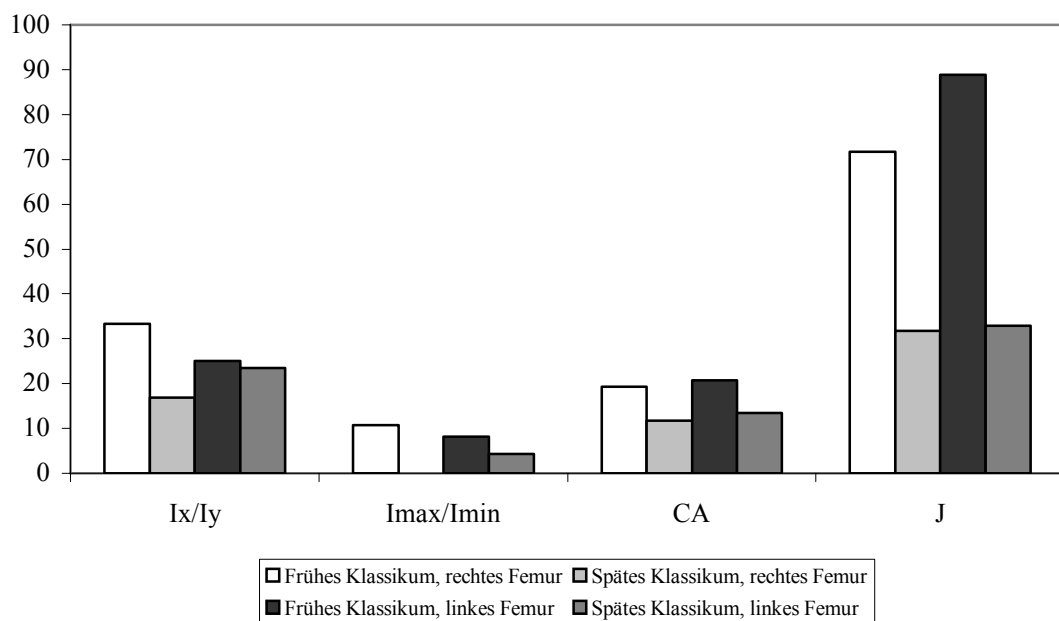


Abbildung 27: Prozentualer Sexualdimorphismus von I_x/I_y , I_{max}/I_{min} , CA und J der Femora der Xcambóer im frühen und späten Klassikum.

Tabelle 26: Sexualdimorphismus der biomechanischen Variablen des Femurs der Xcambóer Männer und Frauen im frühen Klassikum (T-Test¹ und prozentualer Sexualdimorphismus)

	Männer		Frauen		Sexualdimorphismus	
	Rohwert	standardisierter Wert	Rohwert	standardisierter Wert	p (t)	%
	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S		
rechts						
TA	535,09 (11) ± 33,58	790,63 (10) ± 59,72	379,20 (5) ± 26,90	629,31 (4) ± 28,22	0,000 (5,087)***	
CA	416,91 (11) ± 24,76	618,67 (10) ± 48,40	310,60 (5) ± 22,30	518,40 (4) ± 15,03	0,002 (3,980)**	19,3
MA	118,18 (11) ± 21,86	171,96 (10) ± 31,13	68,60 (5) ± 13,35	110,91 (4) ± 24,79	0,005 (3,477)**	
I_x	24498,82 (11) ± 3881,94	890,92 (4) ± 62,66	10786,20 (5) ± 1433,09	451,68 (3) ± 25,02	0,000 (11,265)***	
I_y	19914,45 (11) ± 2688,84	707,70 (4) ± 140,54	11784,80 (5) ± 2170,41	479,39 (3) ± 84,87	0,057 (2,463)	
I_{max}	25342,73 (11) ± 3758,27	941,54 (4) ± 118,16	12337,80 (5) ± 1935,37	510,14 (3) ± 70,28	0,003 (5,551)**	
I_{min}	19070,45 (11) ± 2625,66	657,07 (4) ± 85,88	10233,40 (5) ± 1454,48	420,94 (3) ± 27,41	0,006 (4,497)**	
I_x/I_y	1,24 (11) ± 0,21		0,93 (5) ± 0,15		0,010 (2,956)**	33,3
I_{max}/I_{min}	1,34 (11) ± 0,19		1,21 (5) ± 0,11		0,183 (1,402)	10,7
J	44413,18 (11) ± 5534,02	1598,61 (4) ± 183,53	22571,20 (5) ± 3231,82	931,08 (3) ± 96,90	0,002 (5,646)**	71,7
links						
TA	565,00 (11) ± 68,90	827,16 (10) ± 62,45	399,00 (7) ± 19,04	661,07 (6) ± 23,51	0,000 (6,185)***	
CA	437,36 (11) ± 46,42	641,14 (10) ± 44,80	319,43 (7) ± 15,34	531,08 (6) ± 26,30	0,000 (5,436)***	20,7
MA	127,64 (11) ± 28,42	186,02 (10) ± 33,12	79,57 (7) ± 17,77	129,98 (6) ± 29,59	0,004 (3,401)**	
I_x	25545,18 (11) ± 5089,18	946,61 (4) ± 58,36	11234,29 (7) ± 1082,51	480,84 (4) ± 53,81	0,000 (11,736)***	
I_y	24123,82 (11) ± 7809,70	963,40 (4) ± 191,39	12855,00 (7) ± 1293,22	530,22 (4) ± 40,03	0,004 (4,431)**	
I_{max}	28175,91 (11) ± 6986,68	1093,72 (4) ± 142,53	13216,43 (7) ± 1251,34	554,63 (4) ± 43,68	0,000 (7,232)***	
I_{min}	21493,00 (11) ± 5628,13	816,29 (4) ± 107,66	10873,14 (7) ± 902,15	456,43 (4) ± 36,82	0,001 (6,326)***	
I_x/I_y	1,10 (11) ± 0,19		0,88 (7) ± 0,11		0,016 (2,678)*	25,0
I_{max}/I_{min}	1,32 (11) ± 0,15		1,22 (7) ± 0,10		0,118 (1,652)	8,2
J	49668,91 (11) ± 12286,25	1910,01 (4) ± 218,93	24089,57 (7) ± 1919,76	1011,06 (4) ± 68,42	0,000 (7,838)***	88,9

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, t: Testwert, Signifikanzniveaus: * = p ≤ 0,05 (signifikant), ** = p ≤ 0,01 (hoch signifikant), *** = p ≤ 0,001 (sehr hoch signifikant). ¹ T-Test für zwei unabhängige Stichproben.

Tabelle 27: Sexualdimorphismus der biomechanischen Variablen des Femurs der Xcambóer Männer und Frauen im späten Klassikum (T-Test¹ und prozentualer Sexualdimorphismus)

	Männer		Frauen		Sexualdimorphismus	
	Rohwert	standardisierter Wert	Rohwert	standardisierter Wert	p (t)	%
	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S	M (n) ± S		
rechts						
TA	538,13 (24) ± 47,92	763,17 (23) ± 65,09	430,78 (23) ± 58,81	691,37 (20) ± 63,81	0,001 (3,641)***	
CA	426,75 (24) ± 43,36	603,95 (23) ± 51,57	337,65 (23) ± 45,09	540,36 (20) ± 49,31	0,000 (4,115)***	11,8
MA	111,38 (24) ± 25,92	159,22 (23) ± 40,54	93,13 (23) ± 19,19	151,02 (20) ± 26,19	0,443 (0,775)	
I_x	23041,67 (24) ± 4289,34	796,93 (16) ± 123,82	13734,04 (23) ± 3925,15	538,68 (15) ± 112,43	0,000 (6,066)***	
I_y	22514,42 (24) ± 4707,34	748,06 (16) ± 111,97	15576,87 (23) ± 4380,06	633,64 (15) ± 138,72	0,017 (2,535)*	
I_{max}	25937,67 (24) ± 5403,04	886,59 (16) ± 143,20	16633,04 (23) ± 4690,11	672,18 (15) ± 143,03	0,000 (4,168)***	
I_{min}	19618,42 (24) ± 3241,37	658,40 (16) ± 71,67	12677,83 (23) ± 3321,82	500,13 (15) ± 96,23	0,000 (5,216)***	
I_x/I_y	1,04 (24) ± 0,17		0,89 (23) ± 0,17		0,004 (2,995)**	16,9
I_{max}/I_{min}	1,32 (24) ± 0,18		1,32 (23) ± 0,14		0,858 (0,180)	0
J	45556,08 (24) ± 8044,18	1544,99 (16) ± 189,01	29310,87 (23) ± 7840,64	1172,31 (15) ± 231,00	0,000 (4,930)***	31,8
links						
TA	545,80 (25) ± 43,95	773,18(24) ± 64,15	433,19 (21) ± 51,73	691,77(19) ± 55,80	0,000 (4,373)***	
CA	434,28 (25) ± 42,38	613,20(24) ± 48,45	339,43 (21) ± 40,60	540,82(19) ± 47,04	0,000 (4,927)***	13,4
MA	111,52 (25) ± 26,39	159,98(24) ± 42,45	93,76 (21) ± 19,26	150,94(19) ± 26,18	0,421 (0,812)	
I_x	23222,28 (25) ± 4861,72	787,97(17) ± 130,00	13142,57 (21) ± 3066,94	513,97(15) ± 90,74	0,000 (6,822)***	
I_y	23583,40 (25) ± 4822,47	769,87(17) ± 110,73	16395,38 (21) ± 4026,71	658,45(15) ± 122,32	0,011 (2,705)*	
I_{max}	26640,48 (25) ± 5463,60	893,64(17) ± 134,14	17162,57 (21) ± 4029,15	683,35(15) ± 119,88	0,000 (4,649)***	
I_{min}	20165,28 (25) ± 3932,35	664,20(17) ± 91,32	12375,62 (21) ± 2862,83	489,08(15) ± 94,27	0,000 (5,332)***	
I_x/I_y	1,00 (25) ± 0,17		0,81 (21) ± 0,13		0,000 (4,067)***	23,4
I_{max}/I_{min}	1,33 (25) ± 0,19		1,39 (21) ± 0,14		0,219 (-1,248)	-4,3
J	46805,76 (25) ± 8821,99	1557,84(17) ± 195,90	29538,19 (21) ± 6737,40	1172,43(15) ± 206,25	0,000 (5,418)***	32,9

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung, p: Signifikanzniveau, t: Testwert, Signifikanzniveaus: * = p ≤ 0,05 (signifikant), ** = p ≤ 0,01 (hoch signifikant), *** = p ≤ 0,001 (sehr hoch signifikant). ¹ T-Test für zwei unabhängige Stichproben.

4.3. Differenz zwischen den durch osteometrische Messungen und den durch computergestützte Analysen ermittelten Formvariablen

Die Ergebnisse der Berechnung der Differenz zwischen den durch osteometrische Messungen und den durch die computergestützte, biomechanische Analyse ermittelten Formvariablen sind in Tabelle 28 aufgeführt sowie in Abbildung 28 graphisch dargestellt. Am Femur ist die Differenz zwischen dem durch externe Maße ermittelten Formindex und dem tatsächlichen Formindex deutlich geringer als am Humerus. Der gerichtete Fehler liegt am Femur für beide Stichproben zwischen 2,01 (Barbing, linkes Femur) und 9,62 (Xcambó, linkes Femur). Der prozentuale Fehlerwert liegt zwischen 8% und 13%. Diese Werte sind vergleichbar mit den Ergebnissen anderer Studien (O'Neill & Ruff 2004). In Abbildung 28 wird erkennbar, dass die Mittelwerte der tatsächlichen Formindices etwas kleiner sind als die der Formindices, welche durch externe Messungen ermittelt wurden. Wie bereits erwähnt und durch andere Studien bestätigt, wird demzufolge anhand der externen Maße nicht die gesamte Streuung eines Untersuchungskollektivs erfasst.

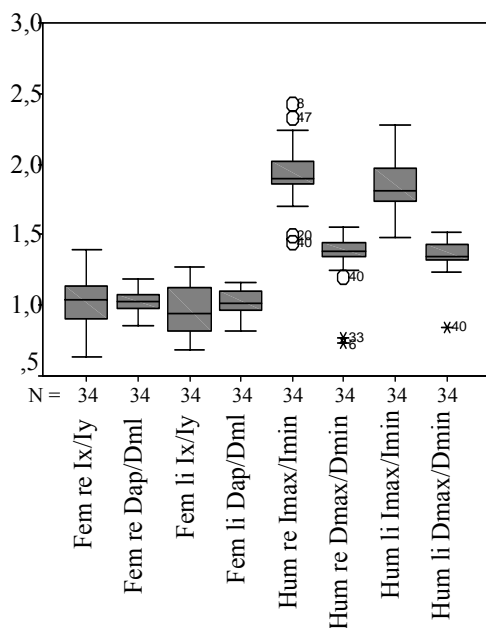
Tabelle 28: Gerichteter und prozentualer Fehler zwischen den durch externe Maße ermittelten Formvariablen und den durch das computergestützte Verfahren ermittelten Formvariablen

				Gerichteter Fehler		Prozentualer Fehler	
				M	S	M	S
	n	M (I_{\max}/I_{\min})	M (D_{\max}/D_{\min})				
Xcambó							
Rechter Humerus	57	1,901	1,355	-28,14	8,62	28,14	8,62
Linker Humerus	56	1,840	1,350	-26,13	5,44	26,13	5,44
Barbing							
Rechter Humerus	37	1,548	1,254	-18,40	12,96	20,74	8,59
Linker Humerus	38	1,498	1,200	-18,93	7,38	18,93	7,38
	n	M (I_x/I_y)	M (D_{ap}/D_{ml})				
Xcambó							
Rechtes Femur	63	1,012	1,024	3,47	12,15	10,05	7,56
Linkes Femur	64	0,942	1,013	9,62	12,00	12,52	8,88
Barbing							
Rechtes Femur	44	1,026	1,028	2,10	10,63	8,64	6,42
Linkes Femur	44	1,018	1,022	2,01	10,14	7,90	6,58

n = Anzahl der Individuen, M = arithmetischer Mittelwert, S = Standardabweichung. Abkürzungen und Beschreibungen der Untersuchungsvariablen I_x/I_y und I_{\max}/I_{\min} : Kapitel 4.3.1., D_{ap}/D_{ml} = Verhältnis von extern an der Schaftmitte gemessenem antero-posteriorem zu medio-lateralem Durchmesser des Femurs; D_{\max}/D_{\min} = Verhältnis von extern an der Schaftmitte gemessenem maximalem zu minimalem Durchmesser des Humerus.

Am Humerus zeigt sich ein anderes Bild. Der berechnete Fehlerwert liegt hier deutlich höher als am Femur. Für die Xcambóer Skelete liegt der gerichtete Fehler zwischen -26,13 (linker Humerus) und -28,14 (rechter Humerus). Auch der prozentuale Fehler liegt bei 26,13% bzw. 28,14%. In Abbildung 28 ist deutlich zu erkennen, wie sehr die beiden Werte voneinander abweichen. Der durch die externen Maße ermittelte Wert liegt deutlich unterhalb des tatsächlichen Formindex. Auch in der Barbinger Serie liegt der gerichtete Fehler am Humerus deutlich höher als am Femur, die Abweichungswerte betragen -18,40 für den rechten Humerus und -18,93 für den linken Humerus. Der prozentuale Fehler liegt bei 20,74% bzw. 18,93%. Wie auch am Femur liegt der durch die externen Maße ermittelte Wert deutlich unterhalb des tatsächlichen.

Xcambó



Barbing

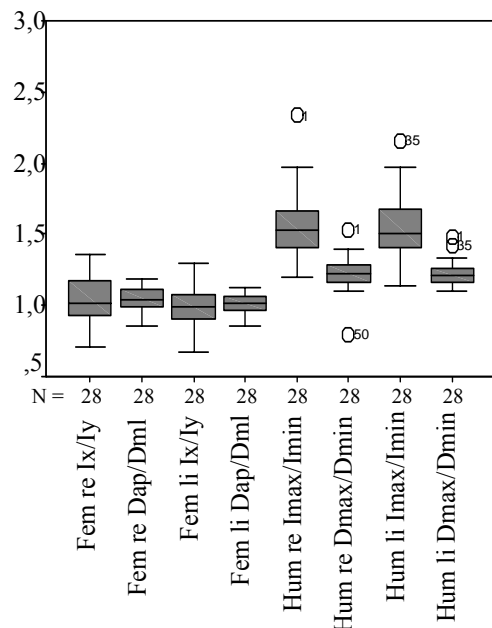


Abbildung 28: Mittelwerte und Streuung der durch externe Messungen ermittelten Schaftformindizes und der durch das computergestützte Verfahren ermittelten Formvariablen für die Xcambóer und Barbinger Femora und Humeri. Fem re $I_x/I_y = I_x/I_y$ des rechten Femurs; Fem re $D_{ap/ml} =$ Verhältnis von extern an der Schaftmitte gemessenem antero-posteriorem zu medio-lateralem Durchmesser des rechten Femurs; Fem li $I_x/I_y = I_x/I_y$ des linken Femurs; Fem li $D_{ap/Dml} =$ Verhältnis von extern an der Schaftmitte gemessenem antero-posteriorem zu medio-lateralem Durchmesser des linken Femurs; Hum re $I_{max}/I_{min} = I_{max}/I_{min}$ des rechten Humerus; Hum re $D_{max}/D_{min} =$ Verhältnis von extern an der Schaftmitte gemessenem maximalem zu minimalem Durchmesser des rechten Humerus; Hum li $I_{max}/I_{min} = I_{max}/I_{min}$ des linken Humerus; Hum li $D_{max}/D_{min} =$ Verhältnis von extern an der Schaftmitte gemessenem maximalem zu minimalem Durchmesser des linken Humerus. N = Anzahl der Individuen.

4.4. Häufigkeit der makromorphologischen Formtypen der Femurdiaphysenquerschnitte

Während der Einteilung der Femurquerschnitte in die vier, in Kapitel 4.4. vorgestellten Formtypen, fiel deutlich auf, dass bei den Femora der Xcambóer deutlichere Ausprägungsgrade der für die jeweiligen Typen charakteristischen Merkmale festgestellt werden konnten, als bei den Femora der Barbinger. Dies bedeutet, dass beispielsweise die medialen oder lateralen Prominenzen der Schaftkontur bei den Xcambóern durchschnittlich prominenter waren. Tabelle 29 zeigt die Häufigkeit der Typen in den beiden untersuchten Stichproben. Bei der Zuordnung zu den Femurformtypen enthielten beide Populationen eine geringe Anzahl an Individuen, die sich keinem der Formtypen zuordnen ließ.

Tabelle 29: Prozentuale Häufigkeit der Femurformtypen I - IV in der Xcambóer und der Barbinger Stichprobe

	I	II	III	IV
	% (n)	% (n)	% (n)	% (n)
Xcambó gesamt	22,5 (16)	33,8 (24)	35,2 (25)	8,5 (6)
Männer	40,0 (16)	52,5 (21)	5,0 (2)	2,5 (1)
Frauen	0 (0)	9,7 (3)	74,2 (23)	16,1 (5)
Barbing gesamt	31,3 (15)	16,7 (8)	41,7 (20)	10,4 (8)
Männer	41,4 (12)	27,6 (8)	24,1 (7)	6,9 (2)
Frauen	11,1 (2)	0 (0)	72,2 (13)	16,7 (3)

n: Anzahl der Individuen.

In beiden Stichproben zeigen die Formtypen einen auffälligen Zusammenhang mit dem Geschlecht. Während die Querschnitte von Männern überwiegend Typ I und Typ II zugeordnet werden konnten, dominiert in den Stichproben der weiblichen Individuen Typ III und Typ IV. Aus der Xcambóer Stichprobe lassen sich insgesamt 37 Individuen der männlichen Stichprobe Typen I und II zuordnen, 16 davon Typ I (40%) und 21 Typ II (52,5%). Insgesamt wurden nur drei männliche Individuen Typ III bzw. Typ IV zugeordnet. Bei den Frauen der Maya dominiert dagegen Typ III mit insgesamt 23 Individuen, die 74,2% der gesamten Stichprobe der weiblichen Individuen ausmachen. Zu Typ IV wurden 5 weibliche Individuen (16,1%) zugeordnet. Im Vergleich zur Stichprobe aus Xcambó verteilt sich die Stichprobe der Barbinger Männer nicht so eindeutig. Zwar konnten auch hier die meisten Individuen Typ I (n = 12; 41,4%) bzw. Typ II (n = 8; 27,6%) zugeordnet werden, 7 männliche Individuen (24,1%) wurden jedoch zudem dem in

der Xcambóer Serie deutlich durch weibliche Individuen dominierten Typ III zugeordnet. In der Stichprobe weiblicher Individuen aus Barbing dominiert, wie auch in der Xcambóer, Typ III (n = 13; 72,2%). Typ IV wurden 16,7% der Frauen und 6,9% der Männern von Barbing zugeordnet. Diesen Ergebnissen zufolge zeigen sich bei den Xcambóern deutlichere Geschlechtsunterschiede als bei den Barbingern.

4.5. Enthesiopathien

4.5.1. Populationsvergleich Xcambó – Barbing

Auf den folgenden Seiten sind die Ergebnisse der Untersuchung der Enthesiopathien aufgeführt. Es ist wichtig in Erinnerung zu behalten, dass die Mittelwerte unterschiedlicher Enthesiopathien aufgrund der hohen Merkmalsvariabilität von Muskelansatzstelle zu Muskelansatzstelle bzw. von Muskelursprungsstelle zu Muskelursprungsstelle nicht direkt miteinander vergleichbar sind. Es kann jedoch für jede Muskelansatz- bzw. Ursprungsstelle ein Überblick über die Verteilung der enthesiopathischen Schweregrade zwischen den beiden Populationen sowie innerhalb einer Population geliefert werden.

4.5.1.1. Obere Extremität

Muskeln und Bänder des Schultergürtels

Lig. costoclaviculare

Das *Lig. costoclaviculare* formt eine kontinuierliche Verbindung des Schultergürtels mit dem Rumpf. Enthesiopathien an seiner Ansatzstelle, der *Impressio Lig. costoclaviculare*, werden auf hohe mechanische Belastungen während der schnellen Bewegung des Arms von vorne nach hinten (wie z.B. beim Paddeln) als auch auf eine Belastung des Schultergürtels, z.B. durch das Tragen schwerer Lasten, insbesondere mit nach vorne geneigten Schultern, zurückgeführt. Dabei stabilisiert das *Lig. costoclaviculare* die Schulter und verhindert eine räumliche Verdrängung der Clavicula (Hawkey & Merbs 1995; Lai & Lovell 1992). In der Xcambóer Stichprobe zeigen insbesondere die Männer extrem hohe Schweregrade enthesiopathischer Veränderungen an

dieser Knochenstelle. Für die rechte Clavicula liegt der mittlere Schweregrad bei $5,41 \pm 0,70$, für die linke Clavicula bei $5,26 \pm 1,10$. Die bilaterale Asymmetrie ist gering. Auch die Frauen von Xcambó weisen einen hohen durchschnittlichen Schweregrad auf, rechts liegt dieser bei $4,36 \pm 1,40$ und links bei $3,82 \pm 1,71$. Die Seitendifferenz in der Stichprobe weiblicher Individuen von Xcambó ist damit höher als die Stichprobe männlicher Individuen, und liegt bei 0,54 Schweregraden. Besonders auffällig ist jedoch die Differenz zwischen den Männern und den Frauen. Die Männer sind, dieses Merkmal betreffend, deutlich stärker von enthesiopathischen Veränderungen betroffen als die Frauen. Bei den Barbingern lässt sich, insbesondere in der Stichprobe männlicher Individuen, ein deutlich geringerer durchschnittlicher Schweregrad feststellen. Die entsprechenden Werte betragen $4,91 \pm 1,51$ (rechts) und $3,93 \pm 2,05$ (links). Die Inter-Populationsdifferenz zwischen den beiden Stichproben weiblicher Individuen ist nicht ganz so auffällig, aber trotzdem bemerkenswert. Die Werte der weiblichen Individuen der Barbinger betragen $4,38 \pm 1,02$ (rechts) bzw. $3,12 \pm 1,86$ (links). Damit zeigt sich bei den Barbingern eine deutlich geringere Geschlechtsdifferenz als bei den Maya. Interessant ist zudem, dass die Barbinger Männer als auch die Barbinger Frauen eine wesentlich höhere Seitendifferenz aufweisen als die Xcambóer. Die Seitendifferenz liegt bei den Männern von Barbing bei 0,98 Schweregraden und bei den Frauen von Barbing bei 1,26 Schweregraden.

M. latissimus dorsi, M. teres major

Die Retroversion des Arms wird durch die Aktivität des *M. teres major* sowie des *M. latissimus dorsi* bewirkt. Beide Muskeln setzen an der *Crista tuberculi minoris* des Humerus an. Den erhobenen Arm senken sie und adduzieren ihn. Auch bewirken die beiden Muskeln eine Innenrotation des Arms. Während der *M. teres major* nahe des Angulus inferior des Margo lateralis der Scapula seinen Ursprung nimmt, entspringen die vier Teile des *M. latissimus dorsi* von den Dornfortsätzen der Brustwirbel, den Rippen, der Fascia thoracolumbalis sowie der Scapula. Gemeinsam mit dem *M. pectoralis major* und dem Caput longum des *M. triceps* bewirkt der *M. teres major* zusätzlich die Adduktion des Arm. Der Ausprägungsgrad der enthesiopathischen Veränderungen an der *Crista tuberculi minoris* ist in der Stichprobe der männlichen und weiblichen Individuen von Xcambó deutlich höher als in den beiden Barbinger Stichproben (Xcambóer Männer: rechts = $3,95 \pm 1,60$; links = $4,38 \pm 1,15$; Xcambóer Frauen: rechts = $3,82 \pm 1,56$; links = $3,80 \pm 1,71$; Barbinger Männer: rechts = $3,27 \pm 1,88$; links = $3,52 \pm 1,82$; Barbinger Frauen: rechts = $2,83 \pm 1,97$; links = $3,59 \pm 1,76$).). Den stärksten durchschnittlichen Ausprägungsgrad zeigen die Xcambóer Männer, gefolgt von den Xcambóer

Frauen. Der durchschnittliche Schweregrad letzterer liegt immer noch deutlich höher als der durchschnittliche Schweregrad Barbinger Männer. Die Stichprobe der weiblichen Individuen von Barbing zeigt den geringsten durchschnittlichen Ausprägungsgrad. Bei den Männern von Xcambó liegt die bilaterale Asymmetrie geringfügig höher als bei den Männern von Barbing. Die höchste Seitendifferenz lässt sich bei den Frauen der Barbinger nachweisen. Im Gegensatz dazu liegt bei den Xcambóer Frauen keine Seitendifferenz vor.

M. pectoralis major

Der *M. pectoralis major* ist der wichtigste Adduktor des Arms. Gemeinsam mit dem *M. subscapularis* kann er zudem eine Innenrotation des Arms bewirken. Er setzt an der *Crista tuberculi majoris* an und spielt eine besonders wichtige Rolle beim Heben von Lasten vom Boden und beim Tragen schwerer Gegenstände vor der Brust. Auch ist er beispielsweise verantwortlich für die Bewegung des Arms von vorne nach hinten. Der durchschnittliche Ausprägungsgrad der Enthesiopathien an der *Crista tuberculi majoris* ist in beiden Stichproben männlicher Individuen auffallend hoch. Die Werte der Barbinger Männer liegen dabei geringfügig höher als die Werte der Xcambóer Männer (Xcambó: rechts = $4,50 \pm 1,65$, links = $3,75 \pm 1,83$; Barbing: rechts = $4,82 \pm 1,62$; links = $4,42 \pm 1,71$). Die Frauen von Xcambó zeigen ebenfalls einen relativ hohen Ausprägungsgrad (rechts = $3,03 \pm 1,87$; links = $2,42 \pm 1,76$). Die Stichprobe der weiblichen Individuen von Barbing liegt dagegen deutlich niedriger (rechts = $2,09 \pm 1,51$; links = $2,52 \pm 1,75$). Die Geschlechtsdifferenz ist in beiden Stichproben ausgesprochen hoch, bei den Barbingern aber wesentlich höher als bei den Xcambóern. Die Männer und Frauen von Xcambó zeigen eine geringfügig höhere Seitendifferenz als die Barbinger Männer und Frauen.

M. deltoideus

Der an der *Tuberositas deltoidea* ansetzende *M. deltoideus* ist der wichtigste Muskel für die Abduktion des Arms. Einer seiner Anteile, die *Pars clavicularis*, deren Ursprung am lateralen Drittel der Clavicula liegt, beteiligt sich zusätzlich an der Anteversion des Armes. Die *Pars spinalis* wirkt bei der Retroversion des Arms mit. Alle Teile des Muskels sind wichtig während Pendelbewegungen des Arms. In beiden Populationen (Xcambó und Barbing) liegt der Ausprägungsgrad der Enthesiopathien an der *Tuberositas deltoidea* in der Stichprobe der männlichen Individuen geringfügig höher als in der Stichprobe der weiblichen Individuen. Der durchschnittliche Ausprägungsgrad der Männer von Xcambó beträgt $2,45 \pm 1,04$ (rechts) bzw.

2,35 ± 1,04 (links), der durchschnittliche Ausprägungsgrad der Frauen von Xcambó liegt bei 2,09 ± 1,32 (rechts) und 2,15 ± 1,38 (links). In der Barbinger Skeletserie liegen die durchschnittlichen Werte bei 2,29 ± 0,75 (rechts) und 2,06 ± 0,80 (links) für die Stichprobe männlicher Individuen und bei 2,00 ± 0,75 (rechts) und 1,88 ± 0,95 (links) für die Stichprobe weiblicher Individuen. Es lassen sich keine auffälligen Seitendifferenzen feststellen.

Muskeln des Ellenbogengelenks

M. biceps brachii

Der *M. biceps brachii* setzt an der *Tuberositas radii*, die an der proximalen Radiushälfte liegt, an. Er ist beteiligt an der Beugung und Supination des Unterarms, als auch, gemeinsam mit dem *M. deltoideus*, an der Anteversion des Arms. Zu den Aktivitäten, welche hypertrophische und resorptive Reaktionen an dieser Knochenstelle verursachen können, gehört beispielsweise das Tragen schwerer Lasten mit abgewinkelterm Ellenbogen. An dieser Muskelansatzstelle konnte für die Männer von Barbing ein höherer durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen festgestellt werden als für die Männer von Xcambó. Bei den Barbinger Männern liegen die Werte bei 4,07 ± 1,36 (rechts) und 4,33 ± 1,21 (links), für die Xcambóer Männer liegen die Werte bei 3,66 ± 1,44 (rechts) bzw. bei 3,90 ± 1,56 (links). In den beiden Stichproben weiblicher Individuen zeigt sich ein gegenteiliges Muster. Nicht bei den Barbinger, sondern bei den Xcambóer Frauen lässt sich ein höherer Schweregrad nachweisen. Bei den Frauen von Xcambó liegt die durchschnittliche Ausprägung bei einem Wert von 3,09 ± 1,59 für der rechten Radius und bei 3,04 ± 1,68 für den linken Radius. Die Geschlechtsdifferenz ist bei den Barbinger deutlich größer als bei den Xcambóern. Die Seitendifferenzen sind insgesamt schwach.

M. pronator quadratus und M. pronator teres

Die für die Pronation mitverantwortlichen Muskeln *M. pronator quadratus* und *M. pronator teres* setzen an unterschiedlichen Knochen an. Der *M. pronator quadratus* entspringt am distalen Viertel der Palmarfläche der Ulna und setzt am distalen Viertel der Palmarfläche des Radius an. Der *M. pronator teres* entspringt mit seinem *Caput humerale* vom *Epicondylus medialis humeris* und mit seinem *Caput ulnare* vom *Processus styloideus ulnae*. Er inseriert an der *Tuberositas pronatoria* des Radius. Er wirkt ebenfalls bei der Beugung des Ellenbogengelenks mit. Beide

Ansatzstellen betreffend lassen sich in den beiden Populationen keine bemerkenswerten Unterschiede feststellen. Lediglich an der Ansatzstelle des *M. pronator quadratus* zeigt sich bei den Barbingern eine leicht erhöhte Geschlechtsdifferenz (Mittelwerte: Tabelle 30 und 32).

M. triceps brachii

Der *M. triceps brachii* ist der einzige Strecker des Ellenbogengelenks. Seine Ansatzstelle befindet sich am proximalen Ende des *Olecranon*s, wo durch den Muskelzug bis zu mehrere Millimeter lange exostotische Neubildungen entstehen können. In modernen Populationen können Neubildungen dieser Art bei Individuen, die regelmäßig Holz hacken und bei Baseballspielern nachgewiesen werden (Capasso, Kennedy & Wilczak 1999). Auch wurden exostotische Neubildungen am *Olecranon* in einer neolithischen Population mit der Tätigkeit des Auswerfens schwerer Fischernetze in Verbindung gebracht (Binder, Uerpmann & Henke 2005). Die Xcambóer Stichprobe enthielt zahlreiche Fälle mit stark exostotischen Neubildungen. Der durchschnittliche Ausprägungsgrad liegt jedoch nicht besonders hoch. Es lässt sich jedoch eine klare Geschlechtsdifferenz erkennen. Bei den Männern liegen die Mittelwerte bei $1,13 \pm 0,92$ (rechts) und $1,04 \pm 0,82$ (links), bei den Frauen bei $0,49 \pm 0,59$ (rechts) bzw. $0,29 \pm 0,46$ (links). Die Seitendifferenzen sind in beiden Stichproben nicht besonders auffällig. Die Barbingern zeigen dieses Merkmal betreffend insgesamt einen schwächeren Ausprägungsgrad. Es lässt sich bei ihnen jedoch auch eine relativ klare Geschlechtsdifferenz feststellen. Bei den Männern liegen die Mittelwerte bei $0,88 \pm 0,64$ (rechts) und $0,80 \pm 0,79$ (links) und bei den Frauen bei $0,44 \pm 0,73$ (rechts) und $0,00 \pm 0,00$ (links). Es muss jedoch erwähnt werden, dass die Stichprobe weiblicher Individuen aus Barbing aufgrund des schlechten Erhaltungszustands der Ulnae nur drei Individuen enthielt und damit keine Repräsentativität gewährleistet werden kann.

M. brachialis

Neben dem *M. biceps brachii* ist der *M. brachialis* der wichtigste Beuger des Ellenbogengelenks. Er setzt an der *Tuberositas ulnae* an. Diese Muskelansatzstelle betreffend zeigt sich vor allem in der Stichprobe männlicher sowie weiblicher Individuen von Xcambó ein besonders hoher durchschnittlicher Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen. In der Stichprobe männlicher Individuen liegen die Werte rechts bei $4,41 \pm 1,04$ und links bei $4,36 \pm 1,24$, in der Stichprobe weiblicher Individuen bei $4,11 \pm 1,40$ (rechts) bzw. $4,02 \pm 1,61$ (links). Die Geschlechtsdifferenz ist nicht bemerkenswert hoch. Bei den Barbingern ist der Schweregrad insgesamt geringer, es lässt sich jedoch eine auffallend hohe Geschlechtsdifferenz nachweisen.

Die entsprechenden Werte lauten folgendermaßen: Männer rechts: $3,91 \pm 1,59$; Männer links: $3,90 \pm 1,52$; Frauen rechts: $2,67 \pm 2,15$; Frauen links: $2,92 \pm 1,93$. Die Seitendifferenz ist in allen Stichproben schwach.

M. supinator

Der an der *Crista m. supinatoris* ansetzende *M. supinator* bewirkt die Supination des Ellenbogengelenks. Es ist wichtig zu erwähnen, dass er trotz seines Namens nicht der einzige Muskel ist, der bei dieser Bewegung eine bedeutende Funktion einnimmt. Auch der *M. biceps brachii* spielt beispielsweise eine wichtige Rolle. Entesiopathien an dieser Ansatzstelle werden in der Literatur unter anderem mit der Tätigkeit des Paddelns in Verbindung gebracht, bei welcher der Vorderarm in einem ständigen Wechsel pro- und supiniert wird (Kennedy 1989). Auch können hypertrophische Entwicklungen an der *Crista m. supinatoris* laut Kennedy (1989) als Kennzeichen von Populationen gelten, bei denen der Gebrauch von Distanz- bzw. Wurfaffen (z.B. Speere) üblich war. Die enthesiopathischen Veränderungen der Ansatzstelle des *M. supinator* zeigen in der Xcambóer Population keine Geschlechtsdifferenz, bei den Barbingern liegt dagegen eine leicht höhere Differenz zwischen der Stichprobe der männlichen Individuen und der Stichprobe der weiblichen Individuen vor. In keiner der Stichproben lässt sich eine auffallende Seitendifferenz nachweisen.

Muskeln des Handwurzelgelenks

Extensoren und Flexoren

Die am lateralen Epicondylus des Humerus entspringenden Extensoren sind mitverantwortlich für die Dorsalflexion der Hand, die am medialen Epicondylus des Humerus entspringenden Flexoren sind mitverantwortlich für die Palmarflexion. Es gibt zudem weitere Muskeln, die sich an den jeweiligen Bewegungen beteiligen. Wie auch bereits bei zahlreichen anderen Merkmalen der oberen Extremität feststellbar, zeigt sich bei den Barbingern am medialen Epicondylus eine höhere Geschlechtsdifferenz als bei den Xcambóern. Interessanterweise zeigen die Barbinger Frauen einen höheren durchschnittlichen Schweregrad als die Barbinger Männer. Dieser liegt bei den Frauen beidseitig bei 1,00, bei den Männern dagegen bei $0,38 \pm 0,74$ (rechts) und $0,43 \pm 0,79$ (links). Die Werte der Xcambóer sind in Tabelle 30 nachzulesen. Es zeigen sich in keiner der Stichproben auffällige Seitendifferenzen.

4.5.1.2. Untere Extremität

Muskeln des Hüftgelenks

M. gluteus maximus

Der an der *Tuberositas glutealis* ansetzende *M. gluteus maximus* ist vorwiegend ein Strecker und Außenrotator des Hüftgelenks und stellt eine muskulöse Absicherung gegen das Umkippen des Beckens nach vorne dar. Er spielt eine besonders wichtige Rolle beim Aufrichten des Körpers aus dem Sitzen, aber auch beim Treppensteigen oder dem Laufen auf sehr unebenem Terrain. Die enthesiopathischen Veränderungen an der *Tuberositas glutealis* sind bei den Männern und Frauen von Xcambó und Barbing insgesamt kräftig ausgeprägt (Tabelle 31 und 33).

M. adductor magnus, M. adductor minimus, M. adductor longus, M. adductor brevis

Die vier wichtigsten Adduktoren des Hüftgelenks setzen am *Labium mediale* des mittleren Drittels der *Linea aspera* an. Der *M. adductor longus* und der *M. adductor magnus* unterstützen zusätzlich den *M. gluteus maximus* bei der Außenrotation und der Streckung des Hüftgelenks. Diese Ansatzstelle zeigt in der Stichprobe der männlichen und der weiblichen Individuen jeweils bei den Barbingern eine im Vergleich zu den Xcambóern deutlich höhere Robustizität. Für die Barbinger Männer liegt der durchschnittliche Schweregrad rechts bei $1,85 \pm 1,08$ und links bei $1,64 \pm 1,17$. Die entsprechenden Werte liegen bei den Xcambóer Männern bei $1,05 \pm 0,91$ bzw. $1,17 \pm 0,88$. Bei den Barbinger Frauen liegt die durchschnittliche Robustizität rechts bei $0,97 \pm 0,91$ und links bei $1,00 \pm 0,93$, die entsprechenden Werte betragen bei den Xcambóer Frauen $0,46 \pm 0,65$ bzw. $0,51 \pm 0,58$.

Mm. gluteus medius et minimus

Die *Mm. gluteus medius et minimus* sind die wichtigsten Innenrotatoren des Hüftgelenks. Gleichzeitig unterstützen ihre dorsalen Fasern den *M. gluteus maximus* bei der Hüftstreckung. Die *Mm. gluteus medius et minimus* spielen zudem eine wichtige Rolle bei der Abduktion des Beines. Beide Muskeln setzen am *Trochanter major* an. An diesem lassen sich über die beiden Populationen hinweg nur relativ unauffällige enthesiopathische Veränderungen nachweisen. Die Zugbelastung an der Ansatzstelle der beiden Muskeln lag in beiden Populationen bei den Männern geringfügig höher als bei den Frauen.

M. iliopsoas

Der *M. iliopsoas* ist der wichtigste Beuger des Hüftgelenks. Er hebt das Bein nach vorne an. Damit spielt er eine wesentliche Rolle beim bipeden Gehen. Seine Ansatzstelle ist der *Trochanter minor*. Diese zeigt in beiden Populationen keine besonderen Auffälligkeiten. Die physische Belastung der Männer liegt in beiden Populationen leicht höher als die der Frauen. Auffällig ist die Seitendifferenz, die sich in der Stichprobe männlicher Individuen der Xcambóer am *Trochanter minor* nachweisen lässt. Sie liegt bei durchschnittlich 0,56. Dies entspricht mehr als einem halben Schweregrad.

Poiriers Facie

Auffallend sind die Beobachtungen im Zusammenhang mit der *Poiriers Facie*. Tatsächlich ist über die genauen Entstehungsursachen der *Poiriers Facie* wenig bekannt. Es kann laut der Meinung einiger Autoren nicht ausgeschlossen werden, dass ihre Ausbildung bereits während des Laufens gefördert wird (Kennedy 1989). Dies würde auch die hohe Häufigkeit des Merkmals erklären. Auch wird vermutet, dass eine extreme Extension des Bein, wie beispielsweise beim Bergabgehen oder auch beim Reiten notwendig, die Ausbildung verursachen kann, da unter anderem der *M. iliopsoas* stärker kontrahiert wird. Dieser führt an dieser Knochenstelle entlang (Capasso, Kennedy & Wilczak 1999). Andere Autoren führen die Entstehung der *Poiriers Facie* auf das ausdauernde Sitzen mit gebeugten Knien, gestrecktem Hüftgelenk und flach auf dem Boden aufliegenden Füßen zurückgeführt (Angel 1960). In beiden Stichproben kam die *Poirier's Facie* regelmäßig vor, allerdings war die Häufigkeit und auch der durchschnittliche Schweregrad bei den Barbinger Skeleten deutlich höher. Die Tabellen 31 und 33 zeigen, dass vor allen Dingen zwischen den Frauen der beiden Populationen eine deutliche Differenz besteht. Die Frauen von Barbing zeigen einen deutlich höheren durchschnittlichen Ausbildungsgrad als die Frauen von Xcambó. Bei ersteren liegt der Mittelwert rechts bei $3,00 \pm 2,66$ und links bei $3,85 \pm 2,68$. Es zeigt sich also auch eine bemerkenswerte Seitendifferenz. Bei den Xcambóer Frauen liegen diese Werte rechts bei $1,46 \pm 2,18$ und links bei $1,86 \pm 2,44$. In der Stichprobe männlicher Individuen der Maya liegt der durchschnittliche Ausprägungsgrad bei $2,78 \pm 2,29$ für das rechte Femur und $1,88 \pm 2,15$ für das linke Femur. Es liegt damit auch hier eine auffällige Seitendifferenz vor. Bei den Männern von Barbing liegt der Mittelwert rechts bei $2,59 \pm 2,43$ und links bei $3,00 \pm 2,66$. Insgesamt zeigen die Frauen von Barbing dieses Merkmal betreffend den höchsten Schweregrad.

Muskeln des Kniegelenks

M. quadriceps femoris

Der *M. quadriceps femoris* ist der kräftigste Strecker des Kniegelenks. Die enthesiopathischen Erscheinungen an seiner Ansatzstelle, der *Tuberositas tibiae*, liegen bei den Männern und Frauen von Xcambó deutlich höher als bei den Barbinger Skeleten. Bei den Xcambóer Männern beträgt der durchschnittliche Wert rechts $1,62 \pm 0,82$ und links $1,44 \pm 0,79$, bei den Frauen rechts $1,08 \pm 0,74$ sowie links $1,12 \pm 0,83$. Bei den Barbinger liegen die Werte bei den Männern rechts bei $0,96 \pm 0,96$ und links bei $0,92 \pm 0,85$ und bei den Frauen bei $0,42 \pm 0,58$ (rechts) bzw. $0,33 \pm 0,58$ (links). Der durchschnittliche Grad der enthesiopathischen Veränderungen ist folglich bei den Männern von Xcambó deutlich höher als bei den Frauen von Xcambó. Die Werte der Männer und Frauen von Barbing liegen jeweils deutlich niedriger.

Muskeln des Sprunggelenks

M. triceps surae

Der für die Plantarflexion verantwortliche *M. triceps surae* setzt als Achillessehne bzw. *Tendo calcanei*, am *Tuber calcanei* an. Dieser große Muskel besteht aus zwei Teilen, dem *M. gastrocnemius* sowie dem *M. solei*. Letzterer entspringt vom Caput und vom proximalen Drittel der Fibula als auch von der *Linea m. solei tibiae*. Er ist imstande, durch eine Kontraktion das gesamte Gewicht des Körpers im Stehen zu heben, so dass sich der Mensch auf die Zehenspitzen begibt. Läuft man über steinige Wege oder andere unebene Böden, so wird der Fuß oft mit den Zehen zuerst aufgesetzt. Ist einem solchen Fall hilft die Achillessehne mit, den Körper im Gleichgewicht zu halten. Enthesiopathien an dieser Knochenstelle lassen sich beispielsweise bei Langstreckenläufern nachweisen, die viel auf harten Oberflächen oder unebenem Boden trainieren (Clement, Tauton & Smart 1984). Ansatz- und Ursprungsstelle dieses Muskels wurden auf Enthesiopathien hin untersucht. An der *Linea m. solei tibiae* lässt sich feststellen, dass die Männer von Xcambó deutlich stärker von Enthesiopathien betroffen sind als die Frauen. Insgesamt zeigen die Maya deutlich stärkere Veränderungen als die Barbinger (vgl. Tabelle 31 und 33). Im Gegensatz dazu zeigen die Barbinger an der dorsalen Oberfläche des *Tuber calcanei* einen insgesamt höheren Schweregrad als die Männer und Frauen der Xcambóer Stichprobe. Insbesondere die Barbinger Männer weichen mit relativ hohen durchschnittlichen

Schweregraden von den anderen Stichproben ab. Dieser liegt am *Tuber calcanei* rechts bei $2,05 \pm 0,91$ und links bei $2,35 \pm 0,70$. Im Gegensatz dazu liegen die Werte der Stichprobe männlicher Individuen von Xcambó bei $1,23 \pm 0,70$ (rechts) und $1,32 \pm 0,74$ (links).

M. flexor digitorum brevis

Der *M. flexor digitorum brevis* entspringt an der Plantarfläche des *Tuber calcanei*. Seine Sehnen setzen an den Mittelphalangen der 2. bis 4. Zehe an. Enthesiopathien an dieser Knochenstelle können beim Gehen oder bei einer häufigen Plantarflexion der großen Zehe entstehen. Wie auch an der Ursprungsstelle des *M. soleus* liegen die Werte in der Xcambóer Stichprobe bei den Männern und den Frauen deutlich höher als bei den Barbingern. Der durchschnittliche Schweregrad beträgt in der Stichprobe männlicher Individuen der Maya rechts $1,48 \pm 1,09$ und links $1,11 \pm 0,95$, bei den Barbingern liegen sie zum Vergleich bei $0,42 \pm 0,51$ (rechts) und $0,59 \pm 0,62$ (links). Bei den Frauen von Xcambó beträgt der durchschnittliche Schweregrad $1,31 \pm 1,00$ (rechts) und $1,19 \pm 0,66$ (links), bei den Barbinger Frauen $0,56 \pm 1,01$ (rechts) bzw. $0,20 \pm 0,42$ (links). Wie auch an der *Poiriers Facie*, liegt in der Stichprobe männlicher Individuen der Maya als auch in der Stichprobe weiblicher Individuen der Barbinger, eine erhöhte Seitendifferenz vor.

Tabelle 30: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen und Seitendifferenz an der oberen Extremität der Männer und Frauen von Xcambó.

	Männer rechts M (n) ± S	Männer links M (n) ± S	Seiten- differenz ¹	Frauen rechts M (n) ± S	Frauen links M (n) ± S	Seiten- differenz ¹
Muskulatur des Schultergelenks						
<i>Lig. costoclaviculare</i>						
Hypertrophische Neubildungen	2,47 (51) ± 0,70	2,39 (46) ± 0,86	0,08	1,77 (39) ± 0,74	1,56 (39) ± 0,79	0,21
Resorptive Veränderungen	2,41 (51) ± 0,70	2,35 (46) ± 0,77	0,06	1,59 (39) ± 0,94	1,28 (39) ± 2,00	0,31
Gesamtschweregrad	5,41 (51) ± 0,70	5,26 (46) ± 1,10	0,15	4,36 (39) ± 1,40	3,82 (39) ± 1,71	0,54
<i>M. latissimus dorsi, M. teres major</i>						
Hypertrophische Neubildungen	1,95 (63) ± 0,85	2,10 (71) ± 0,85	0,15	1,65 (65) ± 0,86	1,66 (61) ± 0,83	0,01
Resorptive Veränderungen	1,33 (63) ± 0,90	1,54 (71) ± 0,73	0,21	1,22 (65) ± 0,86	1,26 (61) ± 0,83	0,04
Gesamtschweregrad	3,95 (63) ± 1,60	4,38 (71) ± 1,15	0,43	3,82 (65) ± 1,56	3,80 (61) ± 1,68	0,02
<i>M. pectoralis major</i>						
Hypertrophische Neubildungen	2,22 (63) ± 0,85	2,06 (72) ± 0,82	0,16	1,64 (64) ± 0,78	1,45 (60) ± 0,72	0,19
Resorptive Veränderungen	1,81 (63) ± 0,98	1,28 (72) ± 1,12	0,47	0,88 (64) ± 0,90	0,57 (60) ± 0,89	0,31
Gesamtschweregrad	4,50 (63) ± 1,65	3,75 (72) ± 1,83	0,75	3,03 (64) ± 1,87	2,42 (60) ± 1,76	0,61
<i>M. deltoideus</i>						
Hypertrophische Neubildungen	2,15 (74) ± 0,72	2,14 (74) ± 0,71	0,01	1,77 (70) ± 0,85	1,76 (62) ± 0,84	0,01
Resorptive Veränderungen	0,22 (74) ± 0,58	0,18 (74) ± 0,51	0,04	0,21 (70) ± 0,61	0,27 (62) ± 0,66	0,06
Gesamtschweregrad	2,45 (74) ± 1,04	2,35 (74) ± 1,04	0,10	2,09 (70) ± 1,32	2,15 (62) ± 1,38	0,06
Muskulatur des Ellenbogengelenks						
<i>M. biceps brachii</i>						
Hypertrophische Neubildungen	2,02 (56) ± 0,52	2,14 (63) ± 0,67	0,12	1,76 (45) ± 0,68	1,82 (57) ± 0,71	0,06
Resorptive Veränderungen	1,05 (56) ± 0,88	1,27 (63) ± 0,95	0,22	0,78 (45) ± 0,79	0,77 (57) ± 0,93	0,01
Gesamtschweregrad	3,66 (56) ± 1,44	3,90 (63) ± 1,56	0,24	3,09 (45) ± 1,59	3,04 (57) ± 1,68	0,05
<i>M. pronator teres</i>	1,67 (57) ± 0,93	1,67 (60) ± 0,97	0,00	1,35 (55) ± 0,93	1,45 (58) ± 0,86	0,10
<i>M. pronator quadratus</i>	1,48 (61) ± 0,77	1,37 (65) ± 0,72	0,11	1,52 (48) ± 0,62	1,47 (47) ± 0,65	0,05
<i>M. triceps brachii</i>	1,13 (55) ± 0,92	1,04 (57) ± 0,82	0,09	0,49 (49) ± 0,58	0,29 (48) ± 0,46	0,29
<i>M. brachialis</i>						
Hypertrophische Neubildungen	1,82 (66) ± 0,78	1,70 (73) ± 0,66	0,12	1,59 (63) ± 0,56	1,66 (58) ± 0,64	0,07
Resorptive Veränderungen	1,52 (66) ± 0,75	1,56 (73) ± 0,80	0,04	1,40 (63) ± 0,82	1,40 (57) ± 0,92	0,00
Gesamtschweregrad	4,41 (66) ± 1,04	4,36 (73) ± 1,24	0,05	4,11 (63) ± 1,40	4,02 (57) ± 1,61	0,09
<i>M. supinator</i>	0,99 (67) ± 0,91	1,08 (75) ± 0,83	0,09	1,03 (65) ± 0,75	0,80 (59) ± 0,74	0,23
Muskulatur des Handgelenks						
Flexoren	0,48 (44) ± 0,70	0,39 (49) ± 0,70	0,09	0,68 (38) ± 0,78	0,43 (49) ± 0,76	0,25
Extensoren	0,96 (46) ± 1,01	0,98 (43) ± 1,04	0,02	1,05 (44) ± 0,96	1,00 (41) ± 0,95	0,05

Die Beschreibung der Schweregrade enthesiopathischer Veränderungen einzelner Muskelansatz- oder Muskelursprungsstellen ist im Anhang nachzulesen. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung. ¹ ermittelt durch folgende Formel: M (rechts) – M (links).

Tabelle 31: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen und Seitendifferenz an der unteren Extremität der Männer und Frauen von Xcambó.

	Männer rechts M (n) ± S	Männer links M (n) ± S	Seiten- differenz ¹	Frauen rechts M (n) ± S	Frauen links M (n) ± S	Seiten- differenz ¹
Muskulatur des Hüftgelenks						
<i>M. gluteus maximus</i>	1,99 (69) ± 0,72	2,02 (63) ± 0,66	0,03	1,73 (60) ± 0,69	1,76 (59) ± 0,75	0,03
Adduktoren	1,05 (74) ± 0,91	1,17 (75) ± 0,88	0,07	0,46 (72) ± 0,65	0,51 (71) ± 0,58	0,05
<i>Mm. gluteus medius et minimus</i>	0,83 (41) ± 0,86	0,77 (35) ± 0,69	0,06	0,63 (38) ± 0,82	0,65 (31) ± 0,76	0,02
<i>M. iliopsoas</i>	1,07 (42) ± 0,78	1,63 (40) ± 0,84	0,56	0,69 (36) ± 0,82	0,94 (32) ± 0,88	0,25
Poiriers Facie						
Hypertrophische Neubildungen	1,19 (47) ± 1,01	0,94 (48) ± 0,95	0,25	0,61 (46) ± 0,86	0,64 (42) ± 0,88	0,03
Resorptive Veränderungen	0,96 (47) ± 0,97	0,58 (48) ± 0,94	0,38	0,54 (46) ± 1,03	0,71 (42) ± 1,13	0,17
Gesamtschweregrad	2,78 (47) ± 2,29	1,88 (48) ± 2,15	0,90	1,46 (46) ± 2,18	1,86 (42) ± 2,44	0,40
Muskulatur des Kniegelenks						
<i>M. quadriceps femoris</i>	1,62 (29) ± 0,82	1,44 (39) ± 0,79	0,03	1,08 (26) ± 0,74	1,12 (25) ± 0,83	0,04
Muskulatur des Sprunggelenks						
<i>M. soleus</i>	1, 61 (66) ± 0,70	1,72 (68) ± 0,64	0,11	1,30 (56) ± 0,69	1,19 (58) ± 0,66	0,11
<i>M. triceps surae</i>	1,23 (40) ± 0,70	1,32 (38) ± 0,74	0,09	1,52 (29) ± 0,63	1,41 (32) ± 0,76	0,11
<i>M. flexor digitorum brevis</i>	1,48 (40) ± 1,09	1,11 (38) ± 0,95	0,37	1,31 (29) ± 1,00	1,19 (32) ± 0,90	0,12

Die Beschreibung der Schweregrade enthesiopathischer Veränderungen einzelner Muskelansatz- oder Muskelursprungsstellen ist im Anhang nachzulesen. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung. ¹ ermittelt durch folgende Formel: M (rechts) – M (links).

Tabelle 32: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen und Seitendifferenzen an der oberen Extremität der Männer und Frauen von Barbing.

	Männer rechts M (n) ± S	Männer links M (n) ± S	Seiten- differenz ¹	Frauen rechts M (n) ± S	Frauen links M (n) ± S	Seiten- differenz ¹
Muskulatur des Schultergelenks						
<i>Lig. costoclaviculare</i>						
Hypertrophische Neubildungen	2,28 (32) ± 0,89	1,69 (29) ± 1,07	0,59	1,57 (21) ± 0,68	1,19 (26) ± 0,57	0,38
Resorptive Veränderungen	2,09 (32) ± 1,03	1,48 (29) ± 1,15	0,61	1,48 (21) ± 0,75	0,92 (26) ± 0,84	0,56
Gesamtschweregrad	4,91 (32) ± 1,51	3,93 (29) ± 2,05	0,98	4,38 (21) ± 1,02	3,12 (26) ± 1,86	1,26
<i>M. latissimus dorsi, M. teres major</i>						
Hypertrophische Neubildungen	1,52 (33) ± 0,87	1,70 (33) ± 0,88	0,18	1,17 (23) ± 0,78	1,32 (22) ± 0,72	0,15
Resorptive Veränderungen	1,00 (33) ± 0,94	1,12 (33) ± 0,89	0,12	0,78 (23) ± 0,80	1,14 (22) ± 0,83	0,36
Gesamtschweregrad	3,27 (33) ± 1,88	3,52 (33) ± 1,82	0,25	2,83 (23) ± 1,97	3,59 (22) ± 1,76	0,76
<i>M. pectoralis major</i>						
Hypertrophische Neubildungen	2,65 (34) ± 0,60	2,55 (33) ± 0,71	0,10	1,23 (22) ± 0,53	1,38 (21) ± 0,74	0,15
Resorptive Veränderungen	2,09 (34) ± 1,16	1,70 (33) ± 1,26	0,39	0,36 (22) ± 0,66	0,57 (21) ± 0,81	0,21
Gesamtschweregrad	4,82 (34) ± 1,62	4,42 (33) ± 1,71	0,40	2,09 (22) ± 1,51	2,52 (21) ± 1,75	0,43
<i>M. deltoideus</i>						
Hypertrophische Neubildungen	2,29 (35) ± 0,75	2,06 (35) ± 0,80	0,23	2,00 (26) ± 0,75	1,88 (24) ± 0,95	0,12
Resorptive Veränderungen	keine	keine		keine	0,04 (24) ± 0,20	
Gesamtschweregrad	2,29 (35) ± 0,75	2,06 (35) ± 0,80	0,23	2,00 (26) ± 0,75	1,96 (24) ± 1,04	0,14
Muskulatur des Ellenbogengelenks						
<i>M. biceps brachii</i>						
Hypertrophische Neubildungen	2,55 (29) ± 0,63	2,67 (27) ± 0,56	0,12	1,72 (18) ± 0,58	1,71 (17) ± 0,59	0,01
Resorptive Veränderungen	1,31 (29) ± 0,93	1,48 (27) ± 0,89	0,17	0,50 (18) ± 0,79	0,53 (17) ± 0,72	0,03
Gesamtschweregrad	4,07 (29) ± 1,36	4,33 (27) ± 1,21	0,26	2,44 (18) ± 1,46	2,65 (17) ± 1,54	0,21
<i>M. pronator teres</i>	1,74 (19) ± 1,05	1,76 (25) ± 0,66	0,02	1,06 (16) ± 0,85	1,33 (12) ± 1,16	0,27
<i>M. pronator quadratus</i>	1,56 (16) ± 0,89	1,41 (22) ± 0,73	0,15	1,50 (10) ± 1,08	1,44 (9) ± 1,24	0,06
<i>M. triceps brachii</i>	0,88 (8) ± 0,64	0,80 (10) ± 0,79	0,08	0,44 (9) ± 0,73	0,00 (3) ± 0,00	0,44
<i>M. brachialis</i>						
Hypertrophische Neubildungen	1,70 (23) ± 0,64	1,76 (29) ± 0,58	0,06	1,25 (12) ± 0,87	1,54 (13) ± 0,78	0,29
Resorptive Veränderungen	1,30 (23) ± 0,88	1,28 (29) ± 0,80	0,02	0,83 (12) ± 0,94	0,85 (13) ± 0,90	0,02
Gesamtschweregrad	3,91 (23) ± 1,59	3,90 (29) ± 1,52	0,01	2,67 (12) ± 2,15	2,92 (13) ± 1,93	0,25
<i>M. supinator</i>	1,32 (25) ± 0,75	0,93 (27) ± 0,87	0,39	0,58 (12) ± 0,90	0,62 (13) ± 0,77	0,04
Muskulatur des Handgelenks						
Flexoren	0,38 (8) ± 0,74	0,43 (7) ± 0,79	0,05	1,00 (7) ± 0,82	1,00 (5) ± 1,00	0,00
Extensoren	1,08 (13) ± 1,19	0,92 (13) ± 0,86	0,16	1,25 (8) ± 0,89	0,75 (4) ± 0,96	0,50

Die Beschreibung der Schweregrade enthesiopathischer Veränderungen einzelner Muskelansatz- oder Muskelursprungsstellen ist im Anhang nachzulesen. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung. ¹ ermittelt durch folgende Formel: M (rechts) – M (links).

Tabelle 33: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen und Seitendifferenzen an der unteren Extremität der Männer und Frauen von Barbing.

	Männer rechts M (n) ± S	Männer links M (n) ± S	Seiten- differenz ¹	Frauen rechts M (n) ± S	Frauen links M (n) ± S	Seiten- differenz ¹
Muskulatur des Hüftgelenks						
<i>M. gluteus maximus</i>	1,88 (34) ± 0,64	1,85 (34) ± 0,82	0,03	1,68 (28) ± 0,98	1,60 (25) ± 1,19	0,08
Adduktoren	1,85 (40) ± 1,08	1,64 (42) ± 1,17	0,21	0,97 (31) ± 0,91	1,00 (29) ± 0,93	0,03
<i>Mm. gluteus medius et minimus</i>	0,85 (13) ± 1,07	0,69 (16) ± 1,01	0,16	0,60 (10) ± 1,08	0,40 (10) ± 0,97	0,20
<i>M. iliopsoas</i>	1,35 (23) ± 1,19	1,61 (23) ± 0,89	0,26	1,10 (21) ± 0,77	0,89 (18) ± 0,96	0,21
Poiriers Facie						
Hypertrophische Neubildungen	1,50 (34) ± 1,26	1,44 (32) ± 1,32	0,06	1,56 (25) ± 1,29	1,96 (27) ± 1,29	0,40
Resorptive Veränderungen	0,88 (34) ± 1,25	1,03 (32) ± 1,26	0,15	1,24 (25) ± 1,39	1,78 (27) ± 1,42	0,54
Gesamtschweregrad	2,59 (34) ± 2,43	2,69 (32) ± 2,56	0,10	3,00 (25) ± 2,66	3,85 (27) ± 2,68	0,85
Muskulatur des Kniegelenks						
<i>M. quadriceps femoris</i>	0,96 (24) ± 0,96	0,92 (26) ± 0,85	0,04	0,42 (24) ± 0,58	0,33 (21) ± 0,58	0,09
Muskulatur des Sprunggelenks						
<i>M. soleus</i>	1,18 (34) ± 0,67	1,31 (36) ± 0,75	0,13	1,04 (26) ± 0,87	1,00 (23) ± 0,91	0,04
<i>M. triceps surae</i>	2,05 (19) ± 0,91	2,35 (17) ± 0,70	0,30	1,75 (12) ± 1,06	1,86 (7) ± 0,90	0,11
<i>M. flexor digitorum brevis</i>	0,42 (19) ± 0,51	0,59 (17) ± 0,62	0,17	0,56 (9) ± 1,01	0,20 (10) ± 0,42	0,36

Die Beschreibung der Schweregrade enthesiopathischer Veränderungen einzelner Muskelansatz- oder Muskelursprungsstellen ist im Anhang nachzulesen. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung. ¹ ermittelt durch folgende Formel: M (rechts) – M (links).

4.5.2. Veränderungen in Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche

4.5.2.1. Obere Extremität

Muskulatur des Schultergelenks

Lig. costoclaviculare

Keine auffällige Veränderung im Verlauf der klassischen Epoche (vgl. Tabelle 34-37).

M. latissimus dorsi, M. teres major

In der Stichprobe der weiblichen Individuen lässt sich an der oberen Extremität eine sehr auffällige Differenz des durchschnittlichen Schweregrades der enthesiopathischen Veränderungen an der *Crista tuberculi minoris* des linken Humerus feststellen. Für das frühe Klassikum wurde ein Mittelwert von $2,46 \pm 2,33$ ermittelt; im späten Klassikum liegt dieser bei $4,17 \pm 1,27$. Eine entsprechende Tendenz fehlt für den rechten Humerus (frühes Klassikum: $3,85 \pm 1,63$, spätes Klassikum: $3,81 \pm 1,56$). In der Stichprobe männlicher Individuen lässt sich keine auffällige Veränderung nachweisen.

M. pectoralis major

An der *Crista tuberculi majoris*, der Ansatzstelle des *M. pectoralis major*, lässt sich in der Stichprobe der weiblichen Individuen beidseitig eine deutliche Steigerung des Schweregrads enthesiopathischer Reaktionen nachweisen. Während der durchschnittliche Ausprägungsgrad im frühen Klassikum rechts $2,15 \pm 1,77$ und links $1,92 \pm 1,55$ beträgt, liegen die Werte im späten Klassikum rechts bei $3,25 \pm 1,84$ und links bei $2,52 \pm 1,81$. Erneut zeigt sich auch hier in der Stichprobe männlicher Individuen keine auffällige Veränderung.

M. deltoideus

Es lässt sich in keiner der beiden Stichproben eine deutliche Veränderung im Verlauf der klassischen Epoche feststellen.

Muskulatur des Ellenbogengelenks

M. biceps brachii

Nicht nur an den Muskeln des Schultergelenks sondern auch an der Ansatzstelle des für die Beugung des Ellenbogengelenks wichtigen *M. biceps brachii* kann in der Stichprobe der weiblichen Individuen eine auffällige Differenz zwischen dem durchschnittlichen Schweregrad des frühen und des späten Klassikums festgestellt werden. Im frühen Klassikum liegen die Mittelwerte bei $2,86 \pm 1,46$ (rechts) und $2,46 \pm 1,61$ (links), im späten Klassikum dagegen bei $3,13 \pm 1,63$ (rechts) und $3,26 \pm 1,66$ (links). Wie auch an den Ansatzstellen der Schultergelenkmuskulatur, kann eine Erhöhung des Schweregrads nachgewiesen werden. Diese zeigt sich nur in der Stichprobe der weiblichen Individuen. In der Stichprobe der männlichen Individuen bleibt eine entsprechende Veränderung aus.

M. pronator teres

Auch an der *Tuberositas pronatoria*, wo der *M. pronator teres* ansetzt, lässt sich in der Stichprobe der weiblichen Individuen die gleiche Tendenz, das heißt eine Steigerung des Schweregrads, feststellen. Die Differenz zwischen den Mittelwerten des frühen und des späten Klassikums ist zwar nicht so hoch wie an den weiter oben erwähnten Muskelansatzstellen, sie ist jedoch trotzdem auffällig. Rechts liegt der Mittelwert im frühen Klassikum bei $0,90 \pm 1,10$ und im späten Klassikum bei $1,44 \pm 0,87$, links liegen die entsprechenden Werte bei $1,09 \pm 1,04$ (frühes Klassikum) und $1,54 \pm 0,81$ (spätes Klassikum). Bei den Männern lässt sich keine bemerkenswerte Veränderung nachweisen.

M. triceps brachii

An der Ansatzstelle des *M. triceps brachii*, dem *Olecranon*, lässt sich in der männlichen Population eine interessante Veränderung im Verlauf der klassischen Epoche feststellen. Der registrierte durchschnittliche Schweregrad der enthesiopathischen Reaktionen liegt im späten Klassikum deutlich niedriger. Im frühen Klassikum liegt er an der rechten Ulna bei $1,69 \pm 1,08$ und an der linken Ulna bei $1,40 \pm 1,12$. Im späten Klassikum liegen die Werte, bei $0,90 \pm 0,75$ (rechts) und $0,90 \pm 0,66$ (links). Dieses Merkmal betreffend zeigt sich in der Stichprobe der weiblichen Individuen dagegen keine auffallende Veränderung.

M. brachialis

An der *Tuberositas ulnae* zeigt sich in der Stichprobe der weiblichen Individuen eine deutliche Differenz zwischen den beiden Epochen. Im frühen Klassikum liegt der Mittelwert des Schweregrads der enthesiopathischen Reaktionen rechts bei $3,50 \pm 1,38$, im späten Klassikum bei $4,24 \pm 1,39$. Links ist die Differenz etwas geringer (frühes Klassikum: $3,90 \pm 1,91$; spätes Klassikum: $4,00 \pm 1,55$). In der Stichprobe männlicher Individuen zeigt sich keine Veränderung.

M. supinator

Keine bemerkenswerten Veränderungen.

Muskulatur des Handgelenks

Flexoren

Auch an dem medialen Epicondylus, an der ein Teil der Flexoren des Handgelenks entspringen, lässt sich in der Stichprobe der weiblichen Individuen eine Differenz zwischen den enthesiopathischen Reaktionen im frühen und im späten Klassikum feststellen. Diese Differenz beträgt ungefähr ein halbes Schweregrad. Die Mittelwerte liegen im frühen Klassikum rechts bei $0,14 \pm 0,38$ und links bei $0,14 \pm 0,38$, im späten Klassikum betragen sie rechts $0,83 \pm 0,79$ und links $0,49 \pm 0,81$. Erneut zeigt sich keine auffällige Veränderung bei den Männern.

Extensoren

Wie auch am medialen Epicondylus lässt sich am lateralen Epicondylus eine Steigerung des durchschnittlichen Schweregrades bei den Frauen nachweisen. Rechts beträgt der Mittelwert im frühen Klassikum $0,63 \pm 0,74$ und links $0,71 \pm 0,76$, im späten Klassikum liegen die entsprechenden Werte bei $1,14 \pm 0,99$ (rechts) bzw. $1,09 \pm 0,98$ (links). Die Stichprobe der männlichen Individuen bleibt auch dieses Merkmale betreffend unverändert.

4.5.2.2. Untere Extremität

Muskulatur des Hüftgelenks

M. gluteus maximus

Es lässt sich eine leichte Erhöhung des durchschnittlichen Schweregrades bei den Frauen nachweisen. In der Stichprobe männlicher Individuen zeigt sich keine bemerkenswerte Veränderung im Verlauf der klassischen Epoche.

Adduktoren

Es lässt sich in der Stichprobe der weiblichen Individuen auch hier eine leichte Erhöhung des durchschnittlichen Schweregrades feststellen. In der Stichprobe männlicher Individuen zeigt sich keine bemerkenswerte Veränderung.

M. gluteus medius und minimus

Es lässt sich erneut in der Stichprobe der weiblichen Individuen eine leichte Erhöhung des durchschnittlichen Schweregrades feststellen. In der Stichprobe männlicher Individuen zeigt sich eine sehr dezente, kaum bedeutende Abnahme.

M. iliopsoas

In der Stichprobe männlicher Individuen beider Epochen lässt sich eine verhältnismäßig hohe Seitendifferenz der enthesiopathischen Veränderungen am *Trochanter minor* nachweisen. Im frühen Klassikum liegt der Wert rechts bei durchschnittlich $1,06 \pm 1,00$ und links bei $1,78 \pm 0,67$, im späten Klassikum liegt er rechts bei $1,12 \pm 0,60$ und links bei $1,60 (19) \pm 0,89$. In der Stichprobe der weiblichen Individuen zeigt sich erneut eine leichte Steigerung des Schweregrades der enthesiopathischen Veränderungen an dieser Knochenstelle.

Poiriers Facie

Weitere auffällige Differenzen zwischen dem frühen und dem späten Klassikum zeigt die *Poiriers Facie* in der Stichprobe männlicher Individuen. Ihr Schweregrad ist im späten Klassikum deutlich schwächer. Im frühen Klassikum beträgt dieser $3,60 \pm 2,29$ für das rechte Femur und $3,33 \pm 2,02$ für das linke Femur. Er liegt damit besonders hoch. Im späten Klassikum betragen die entsprechenden Werte nur noch $2,38 \pm 2,19$ (rechts) bzw. $1,39 \pm 1,99$ (links). Die

Differenz zwischen den beiden Epochen ist damit sehr deutlich. In beiden Epochen lässt sich eine bilaterale Asymmetrie nachweisen, diese ist jedoch im späten Klassikum deutlich höher. Bei den Frauen zeigt sich eine im Vergleich zu den Männern gegenteilige Situation. Es liegt auf beiden Seiten im späten Klassikum ein höherer durchschnittlicher Schweregrad des Merkmals vor. Im frühen Klassikum liegt dieser bei $1,63 \pm 2,72$ (rechts) und $1,33 \pm 2,42$, im späten Klassikum beträgt er rechts durchschnittlich $1,46 \pm 2,10$ und links $1,97 \pm 2,49$.

Muskulatur des Kniegelenks

M. quadriceps femoris

Im Vergleich zur Hüftgelenkmuskulatur lässt sich an der Kniegelenkmuskulatur keine eindeutige Steigerung des durchschnittlichen Schweregrads bei den Frauen von Xcambó erkennen. Bei den Männern zeigt sich dagegen eine leichte Erhöhung des durchschnittlichen Schweregrades. Diese ist jedoch nicht besonders auffällig.

Muskulatur des Sprunggelenks

M. triceps surae

Der *M. triceps surae* zeigt an seinem Ursprung als auch an seiner Ansatzstelle bei den Frauen des späten Klassikums im Gegensatz zu den Frauen des frühen Klassikums einen durchschnittlich höheren Beanspruchungsgrad. An der *Linea musculi solei* beträgt der durchschnittliche Schweregrad im frühen Klassikum $1,00 \pm 0,60$ (rechts) bzw. $1,00 \pm 0,47$ (links) und im späten Klassikum $1,40 \pm 0,70$ (rechts) und $1,23 \pm 0,70$ (links). Am dorsalen Calcaneus weisen die enthesiopathischen Reaktionen im frühen Klassikum einen durchschnittlichen Wert von $1,00 \pm 0,00$ (rechts) bzw. $1,00 \pm 0,00$ (links) auf, während die Werte im späten Klassikum bei $1,63 \pm 0,65$ (rechts) bzw. $1,46 \pm 0,79$ (links) liegen. Bei den Männern lässt sich eine leichte Abnahme des Schweregrads feststellen.

M. flexor digitorum brevis

An der Ursprungsstelle des *M. flexor digitorum brevis* zeigt sich die gleiche Tendenz wie an der Ansatz- und Ursprungsstelle des *M. triceps surae*. Auch hier lässt sich im späten Klassikum in

der Stichprobe der weiblichen Individuen eine leicht höhere Robustizität nachweisen als im frühen Klassikum. Erneut zeichnet sich bei den Männern eine leichte Abnahme des durchschnittlichen Schweregrads ab. Es ist interessant, dass bei Männern und Frauen jeweils im frühen Klassikum eine deutlich höhere bilaterale Asymmetrie dieses Merkmals vorliegt, die im späten Klassikum nivelliert wird.

Tabelle 34: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der oberen Extremität der Männer von Xcambó (frühes Klassikum (FK) und spätes Klassikum (SK))

	rechts (FK) M (n) ± S	links (FK) M (n) ± S	rechts (FK) M (n) ± S	links (SK) M (n) ± S
Muskulatur des Schultergelenks				
<i>Lig. costoclaviculare</i>				
Hypertrophische Neubildungen	2,70 (10) ± 0,48	2,38 (13) ± 0,87	2,40 (40) ± 0,74	2,39 (33) ± 0,86
Resorptive Veränderungen	2,50 (10) ± 0,53	2,38 (13) ± 0,65	2,40 (40) ± 0,74	2,33 (33) ± 0,82
Gesamtschweregrad	5,50 (10) ± 0,53	5,38 (13) ± 0,65	5,40 (40) ± 0,74	5,21 (33) ± 1,24
<i>M. latissimus dorsi, M. teres major</i>				
Hypertrophische Neubildungen	1,78 (18) ± 0,81	2,00 (17) ± 0,79	2,02 (43) ± 0,89	2,13 (54) ± 0,87
Resorptive Veränderungen	1,22 (18) ± 0,94	1,65 (17) ± 0,49	1,37 (43) ± 0,90	1,50 (54) ± 0,80
Gesamtschweregrad	3,72 (18) ± 1,78	4,65 (17) ± 0,49	4,02 (43) ± 1,57	4,30 (54) ± 1,28
<i>M. pectoralis major</i>				
Hypertrophische Neubildungen	2,17 (18) ± 0,92	2,29 (17) ± 0,59	2,21 (43) ± 0,83	1,98 (55) ± 0,87
Resorptive Veränderungen	1,94 (18) ± 0,94	1,35 (17) ± 1,11	1,74 (43) ± 1,03	1,25 (55) ± 1,13
Gesamtschweregrad	4,61 (18) ± 1,79	4,00 (17) ± 1,62	4,44 (43) ± 1,65	3,67 (55) ± 1,90
<i>M. deltoideus</i>				
Hypertrophische Neubildungen	2,37 (19) ± 0,60	2,26 (19) ± 0,65	2,09 (53) ± 0,69	2,09 (55) ± 0,73
Resorptive Veränderungen	0,21 (19) ± 0,63	0,00 (19) ± 0,00	0,19 (53) ± 0,52	0,24 (55) ± 0,58
Gesamtschweregrad	2,68 (19) ± 1,00	2,26 (19) ± 0,65	2,36 (53) ± 1,06	2,38 (55) ± 1,15
Muskulatur des Ellenbogengelenks				
<i>M. biceps brachii</i>				
Hypertrophische Neubildungen	2,12 (17) ± 0,49	2,29 (14) ± 0,73	1,97 (39) ± 0,54	2,10 (48) ± 0,66
Resorptive Veränderungen	1,00 (17) ± 0,94	1,21 (14) ± 0,80	1,08 (39) ± 0,87	1,29 (48) ± 1,01
Gesamtschweregrad	3,65 (17) ± 1,41	4,00 (14) ± 1,24	3,67 (39) ± 1,47	3,88 (48) ± 1,67
<i>M. pronator teres</i>	1,56 (16) ± 0,89	1,67 (15) ± 1,11	1,71 (41) ± 0,96	1,70 (44) ± 0,90
<i>M. pronator quadratus</i>	1,50 (18) ± 0,71	1,31 (16) ± 0,87	1,48 (42) ± 0,80	1,40 (48) ± 0,68
<i>M. triceps brachii</i>	1,69 (16) ± 1,08	1,40 (15) ± 1,12	0,90 (39) ± 0,75	0,90 (42) ± 0,66
<i>M. brachialis</i>				
Hypertrophische Neubildungen	2,00 (18) ± 0,91	1,76 (17) ± 0,83	1,74 (46) ± 0,74	1,69 (54) ± 0,61
Resorptive Veränderungen	1,50 (18) ± 0,79	1,41 (17) ± 0,71	1,54 (46) ± 0,72	1,61 (54) ± 0,83
Gesamtschweregrad	4,50 (18) ± 0,79	4,35 (17) ± 0,86	4,41 (46) ± 1,09	4,35 (54) ± 1,36
<i>M. supinator</i>	0,94 (18) ± 1,00	0,95 (19) ± 0,91	1,00 (47) ± 0,89	1,13 (54) ± 0,83
Muskulatur des Handgelenks				
Flexoren	0,25 (12) ± 0,45	0,47 (15) ± 0,83	0,56 (32) ± 0,76	0,35 (34) ± 0,65
Extensoren	0,87 (15) ± 0,83	1,09 (11) ± 1,14	1,00 (31) ± 1,10	0,94 (32) ± 1,01

Die Beschreibung der Schweregrade enthesiopathischer Veränderungen einzelner Muskelansatz- oder Muskelursprungsstellen ist im Anhang nachzulesen. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung.

Tabelle 35: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der unteren Extremität der Männer von Xcambó (frühes Klassikum (FK) und spätes Klassikum (SK))

	rechts (FK) M (n) ± S	links (FK) M (n) ± S	rechts (SK) M (n) ± S	links (SK) M (n) ± S
Muskulatur des Hüftgelenks				
<i>M. gluteus maximus</i>	1,84 (19) ± 0,77	2,00 (17) ± 0,71	2,06 (48) ± 0,70	2,02 (43) ± 0,67
Adduktoren	1,25 (20) ± 0,91	1,32 (19) ± 0,82	1,02 (52) ± 0,90	1,15 (53) ± 0,91
<i>Mm. gluteus medius et minimus</i>	0,91 (11) ± 0,83	0,90 (10) ± 0,74	0,80 (30) ± 0,89	0,72 (25) ± 0,68
<i>M. iliopsoas</i>	1,06 (16) ± 1,00	1,78 (9) ± 0,67	1,12 (25) ± 0,60	1,60 (30) ± 0,89
Poiriers Facie				
Hypertrophische Neubildungen	1,47 (15) ± 1,06	1,67 (12) ± 0,78	1,07 (30) ± 0,98	0,69 (36) ± 0,89
Resorptive Veränderungen	1,40 (15) ± 0,99	1,08 (12) ± 1,08	0,72 (29) ± 0,88	0,42 (36) ± 0,84
Gesamtschweregrad	3,60 (15) ± 2,29	3,33 (12) ± 2,02	2,38 (29) ± 2,19	1,39 (36) ± 1,99
Muskulatur des Kniegelenks				
<i>M. quadriceps femoris</i>	1,38 (8) ± 0,74	1,25 (12) ± 0,75	1,70 (20) ± 0,87	1,52 (27) ± 0,80
Muskulatur des Sprunggelenks				
<i>M. soleus</i>	1,63 (16) ± 0,72	1,87 (15) ± 0,64	1,57 (49) ± 0,68	1,67 (52) ± 0,65
<i>M. triceps surae</i>	1,57 (7) ± 0,54	1,22 (9) ± 0,83	1,15 (33) ± 0,71	1,34 (29) ± 0,72
<i>M. flexor digitorum brevis</i>	1,71 (7) ± 1,11	0,50 (8) ± 0,54	1,42 (33) ± 1,09	1,27 (30) ± 0,98

Die Beschreibung der Schweregrade enthesiopathischer Veränderungen einzelner Muskelansatz- oder Muskelursprungsstellen ist im Anhang nachzulesen. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung.

Tabelle 36: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der oberen Extremität der Frauen von Xcambó (frühes Klassikum (FK) und spätes Klassikum (SK))

	rechts (FK) M (n) ± S	links (FK) M (n) ± S	rechts (FK) M (n) ± S	links (SK) M (n) ± S
Muskulatur des Schultergelenks				
<i>Lig. costoclaviculare</i>				
Hypertrophische Neubildungen	1,75 (8) ± 0,89	1,40 (10) ± 0,97	1,77 (31) ± 0,72	1,62 (29) ± 0,73
Resorptive Veränderungen	1,75 (8) ± 0,89	1,30 (10) ± 1,06	1,55 (31) ± 0,96	1,28 (29) ± 1,00
Gesamtschweregrad	4,50 (8) ± 1,51	3,60 (10) ± 2,17	4,32 (31) ± 1,40	3,90 (29) ± 1,57
<i>M. latissimus dorsi, M. teres major</i>				
Hypertrophische Neubildungen	1,15 (13) ± 0,90	1,15 (13) ± 0,99	1,77 (52) ± 0,81	1,81 (47) ± 0,74
Resorptive Veränderungen	1,23 (13) ± 0,83	0,85 (13) ± 0,99	1,21 (52) ± 0,87	1,38 (47) ± 0,77
Gesamtschweregrad	3,85 (13) ± 1,63	2,46 (13) ± 2,33	3,81 (52) ± 1,56	4,17 (47) ± 1,27
<i>M. pectoralis major</i>				
Hypertrophische Neubildungen	1,31 (13) ± 0,63	1,00 (13) ± 0,58	1,73 (51) ± 0,80	1,59 (46) ± 0,72
Resorptive Veränderungen	0,46 (13) ± 0,66	0,31 (13) ± 0,48	0,98 (51) ± 0,93	0,63 (46) ± 0,97
Gesamtschweregrad	2,15 (13) ± 1,77	1,92 (13) ± 1,55	3,25 (51) ± 1,84	2,52 (46) ± 1,81
<i>M. deltoideus</i>				
Hypertrophische Neubildungen	1,80 (15) ± 0,86	1,31 (13) ± 0,86	1,76 (55) ± 0,86	1,90 (48) ± 0,81
Resorptive Veränderungen	0,13 (15) ± 0,52	0,15 (13) ± 0,55	0,24 (55) ± 0,64	0,31 (48) ± 0,69
Gesamtschweregrad	2,00 (15) ± 1,20	1,54 (13) ± 1,33	2,11 (55) ± 1,36	2,33 (48) ± 1,36
Muskulatur des Ellenbogengelenks				
<i>M. biceps brachii</i>				
Hypertrophische Neubildungen	1,43 (7) ± 0,54	1,46 (13) ± 0,88	1,82 (38) ± 0,69	1,95 (43) ± 0,62
Resorptive Veränderungen	0,57 (7) ± 0,53	0,46 (13) ± 0,52	0,82 (38) ± 0,83	0,88 (43) ± 1,00
Gesamtschweregrad	2,86 (7) ± 1,46	2,46 (13) ± 1,61	3,13 (38) ± 1,63	3,26 (43) ± 1,66
<i>M. pronator teres</i>	0,90 (10) ± 1,10	1,09 (11) ± 1,04	1,44 (45) ± 0,87	1,54 (46) ± 0,81
<i>M. pronator quadratus</i>	1,25 (8) ± 0,46	1,60 (10) ± 0,52	1,58 (40) ± 0,64	1,43 (37) ± 0,69
<i>M. triceps brachii</i>	0,30 (10) ± 0,48	0,20 (10) ± 0,42	0,55 (38) ± 0,60	0,32 (37) ± 0,48
<i>M. brachialis</i>				
Hypertrophische Neubildungen	1,17 (12) ± 0,39	1,80 (10) ± 0,42	1,68 (50) ± 0,55	1,62 (47) ± 0,68
Resorptive Veränderungen	0,92 (12) ± 0,67	1,40 (10) ± 1,17	1,51 (50) ± 0,82	1,37 (46) ± 0,85
Gesamtschweregrad	3,50 (12) ± 1,38	3,90 (10) ± 1,91	4,24 (50) ± 1,39	4,00 (46) ± 1,55
<i>M. supinator</i>	1,17 (12) ± 0,94	1,00 (10) ± 0,67	1,02 (52) ± 0,70	0,75 (48) ± 0,76 □
Muskulatur des Handgelenks				
Flexoren	0,14 (7) ± 0,38	0,14 (7) ± 0,38	0,83 (30) ± 0,79	0,49 (41) ± 0,81
Extensoren	0,63 (8) ± 0,74	0,71 (7) ± 0,76	1,14 (36) ± 0,99	1,09 (33) ± 0,98

Die Beschreibung der Schweregrade enthesiopathischer Veränderungen einzelner Muskelansatz- oder Muskelursprungsstellen ist im Anhang nachzulesen. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung.

Tabelle 37: Durchschnittlicher Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der unteren Extremität der Frauen von Xcambó (frühes Klassikum (FK) und spätes Klassikum (SK))

	rechts (FK) M (n) ± S	links (FK) M (n) ± S	rechts (SK) M (n) ± S	links (SK) M (n) ± S
Muskulatur des Hüftgelenks				
<i>M. gluteus maximus</i>	1,36 (11) ± 0,67	1,57 (14) ± 0,76	1,83 (48) ± 0,66	1,86 (44) ± 0,70
Adduktoren	0,19 (16) ± 0,40	0,25 (16) ± 0,45	0,55 (55) ± 0,69	0,59 (54) ± 0,60
<i>Mm. gluteus medius et minimus</i>	0,17 (6) ± 0,41	0,33 (6) ± 0,52	0,74 (31) ± 0,86	0,72 (25) ± 0,79
<i>M. iliopsoas</i>	0,00 (4) ± 0,00	0,60 (5) ± 0,55	0,78 (32) ± 0,83	1,00 (26) ± 0,94
Poiriers Facie				
Hypertrophische Neubildungen	0,75 (8) ± 1,17	0,67 (6) ± 1,03	0,59 (37) ± 0,80	0,63 (35) ± 0,88
Resorptive Veränderungen	0,75 (8) ± 1,39	0,50 (6) ± 1,22	0,51 (37) ± 0,96	0,77 (35) ± 1,14
Gesamtschweregrad	1,63 (8) ± 2,72	1,33 (6) ± 2,42	1,46 (37) ± 2,10	1,97 (35) ± 2,49
Muskulatur des Kniegelenks				
<i>M. quadriceps femoris</i>	1,17 (6) ± 0,75	1,20 (5) ± 0,84	1,05 (19) ± 0,78	1,10 (20) ± 0,85
Muskulatur des Sprunggelenks				
<i>M. soleus</i>	1,00 (12) ± 0,60	1,00 (10) ± 0,47	1,40 (43) ± 0,70	1,23 (47) ± 0,70
<i>M. triceps surae</i>	1,00 (4) ± 0,00	1,00 (4) ± 0,00	1,63 (24) ± 0,65	1,46 (28) ± 0,79
<i>M. flexor digitorum brevis</i>	1,25 (4) ± 0,50	0,75 (4) ± 0,50	1,33 (24) ± 1,09	1,25 (28) ± 0,93

Die Beschreibung der Schweregrade enthesiopathischer Veränderungen einzelner Muskelansatz- oder Muskelursprungsstellen ist im Anhang nachzulesen. M: arithmetischer Mittelwert, n: Anzahl der Individuen, S: Standardabweichung.

5. DISKUSSION

5.1. Mikrostrukturelle Besonderheiten im Humerus- und Femurquerschliff und deren Zusammenhang mit der Mechanik des Knochens

Im folgenden wird die Struktur, die Häufigkeit und der mögliche Zusammenhang mit dem mechanischen Verhalten bzw. der mechanischen Belastung der im Ergebnisteil beschriebenen mikrostrukturellen Besonderheiten im Langknochen näher beleuchtet. Anschließend wird der mögliche Einfluss dieser strukturellen Besonderheiten auf histomorphometrische Verfahren genauer diskutiert.

5.1.1. Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur

Bei den Gefäßkanälen mit „federartiger“ Kollagenstruktur handelt es sich um in den mikroskopischen Humerusdünnschliffen nachgewiesene, auf transversaler Ebene im Knochen verlaufende, lange Gefäßkanäle. Die Bezeichnung „federartig“ wurde gewählt, weil die entsprechende Kollagenstruktur im Diaphysenquerschliff, wie bei einer Feder, leicht angewinkelt von den beiden Seiten des Kanals wegführt (Abbildung 29 und 30).

Die Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur konnten an 17 einzelnen Humerusquerschliffen von insgesamt 37 Humeruspaaren nachgewiesen werden. Damit zeigen sie eine Häufigkeit, die ausschließen lässt, dass es sich um einmalige „Zufallsprodukte“ handelt. An einigen Individuen zeigen sich ganze Felder, in denen die auf transversaler Ebene verlaufenden Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur das Querschnittsbild dominieren (Abbildung 29).

Kurze, auf transversaler Ebene verlaufende Gefäßkanäle im Langknochen werden normalerweise als Volkmannsche Kanäle bezeichnet. Diese verbinden einzelne Osteone miteinander und führen Blutgefäße aus dem Knochen heraus bzw. in den Knochen hinein¹³. Die Kollagenstruktur, die um die Volkmannschen Kanäle nachweisbar ist, verläuft im Querschnittsbild jedoch im Gegensatz zur „federartigen“ Kollagenstruktur parallel zum Kanal und ist zudem sehr dünn. Man

¹³ Es ist möglich, dass Strukturen, welche im Querschliff als Volkmannsche Kanäle erscheinen, Verzweigungsereignisse eines Havers-Kanals darstellen. Letztere sind jedoch noch sehr unzureichend erforscht.

kann folglich davon ausgehen, dass es sich bei den langen, auf transversaler Ebene verlaufenden Gefäßkanälen mit „federartiger“ Kollagenstruktur und den Volkmannschen Kanälen um verschiedene strukturelle Einheiten handelt. Die Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur gleichen aufgrund ihrer Länge und der für sie typischen Kollagenanordnung stärker dem Längsschnitt eines Osteons. Auch ihrer Breite nach passt diese Erklärung. Dies wird in Abbildung 30 besonders deutlich, wo ein reguläres sekundäres Osteon (schwarzer Pfeil) die „federartige“ Kollagenstruktur an einer Stelle überbaut hat. Folglich kann man davon ausgehen, dass es sich bei den in transversaler Ebene im Knochenschaft verlaufenden Gefäßkanälen um eine Sonderform regulärer, sekundärer Osteone handelt, wie sie auch bereits in Form von Typ II Osteonen, double-zonal-Osteonen oder driftenden Osteonen definiert wurden.

Der Entstehungsmechanismus von transversal im Knochenschaft verlaufenden Gefäßkanälen mit „federartiger“ Kollagenstruktur zeigt vermutlich starke Parallelen zum Entstehungsmechanismus driftender Osteone. Bei letzteren handelt es sich um Osteone, die im Querschnitt zwar überwiegend die typische zentripetale Lamellenanordnung eines regulären Havers-Systems zeigen, in ihrem longitudinalen Verlauf aber seitliche Ausscherungen aufweisen. Während ihrer Synthese, so Robling und Stout (1999), wird durch eine BMU („Basic Multicellular Unit“) Knochenmaterial nicht nur in longitudinaler Richtung, sondern auch in transversaler Richtung resorbiert. Auf diese Weise „driftet“ die BMU und auch das neu entstehende Osteon durch die Compacta. Für die Entstehung eines vollständig auf transversaler Ebene liegenden Havers-Systems muss der Resorptions-Formations-Mechanismus einer BMU komplett in transversaler Richtung durch den Knochen erfolgen. Letztendlich verlaufen dadurch auch die konzentrischen Lamellen des Havers-Systems quer zur Querschnittsebene des Knochenschafts. Bei den driftenden Osteonen ist die konzentrische Lamellenstruktur longitudinal zum Knochenschaft angesiedelt.

Robling und Stout (1999) kommen in ihrer Abhandlung über die Morphologie driftender Osteone zu dem Schluss, dass ein Zusammenhang zwischen der Entstehung driftender Osteone und der Mechanik des Knochens wahrscheinlicher ist als ein Zusammenhang zwischen ihrer Entstehung und metabolischen Bedürfnissen. Vermutlich verursachen Spannungsverhältnisse im Knochen zumindest teilweise die Entstehung von driftenden Osteonen und damit auch die Entstehung von transversal im Schaft verlaufenden Gefäßkanälen. Besonders interessant ist in diesem Zusammenhang die Tatsache, dass die Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur

nur im Humerus, nicht jedoch im Femur nachgewiesen werden konnten. Dies kann ein Hinweis darauf sein, dass ihre Entwicklung nur dann möglich ist, wenn der Knochen nur sehr geringen Druckkräften unterliegt.

Aufgrund der verhältnismäßig kleinen Stichprobe ist derzeit keine genaue Aussage darüber möglich, ob sich die auf transversaler Ebene durch den Knochenschaft verlaufenden Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur durch eine spezifische Lagepräferenz im Querschnitt kennzeichnen. Diese könnte möglicherweise weiteren Aufschluss über die mechanische Bedeutung und die Entwicklungsbedingungen dieser Osteontypen geben. Eine weitere Untersuchung des strukturellen Aufbaus der Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur wäre über Serienschliffe möglich. Durch diese kann der strukturelle Aufbau auf dreidimensionaler Ebene verfolgt werden. Gleichzeitig könnte damit untersucht werden, inwiefern sich die transversalen Gefäßkanäle strukturell von den driftenden Osteonen unterscheiden oder ob die beiden mikrostrukturellen Merkmale womöglich als ein Osteontyp zusammengefasst werden können. Da es sich um eine häufig vorkommende Struktur handelt, sind weitere Studien von besonderem Interesse. Diese könnten in Zukunft genauere Erkenntnisse über die generelle Reaktionsweise von Knochengewebe unter unterschiedlichen mechanischen Belastungskonditionen liefern.

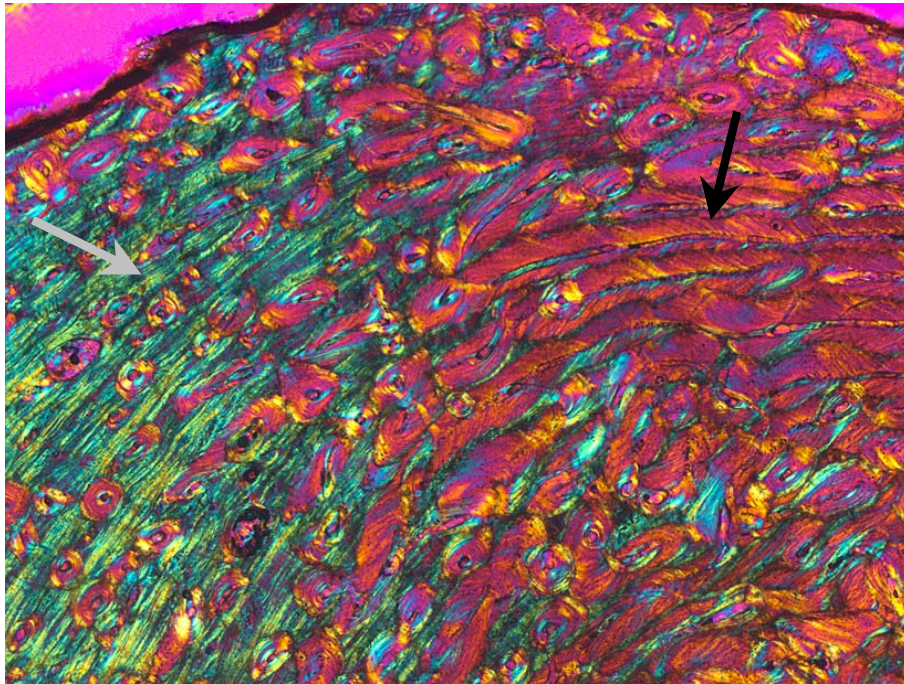


Abbildung 29: Ansammlung von auf transversaler Ebene verlaufenden Gefäßkanälen mit „federartiger“ Kollagenstruktur (schwarzer Pfeil) im Humerus. Man beachte die Länge der durch den Querschliff verlaufenden Kanäle. Der Bereich mit Gefäßkanälen mit „federartiger“ Kollagenstruktur läßt sich strukturell gut von dem angrenzenden Bereich mit Tangentiallamellen (grauer Pfeil) unterscheiden. Weibliches Individuum, Sterbealter: 20-35 Jahre, linker Humerus (Xcambó: Grab 65, Archivnummer 126, 16-fache Vergrößerung, Betrachtung im polarisierten Durchlicht unter Verwendung eines Hilfsobjektes Rot 1. Ordnung (Quarz)).

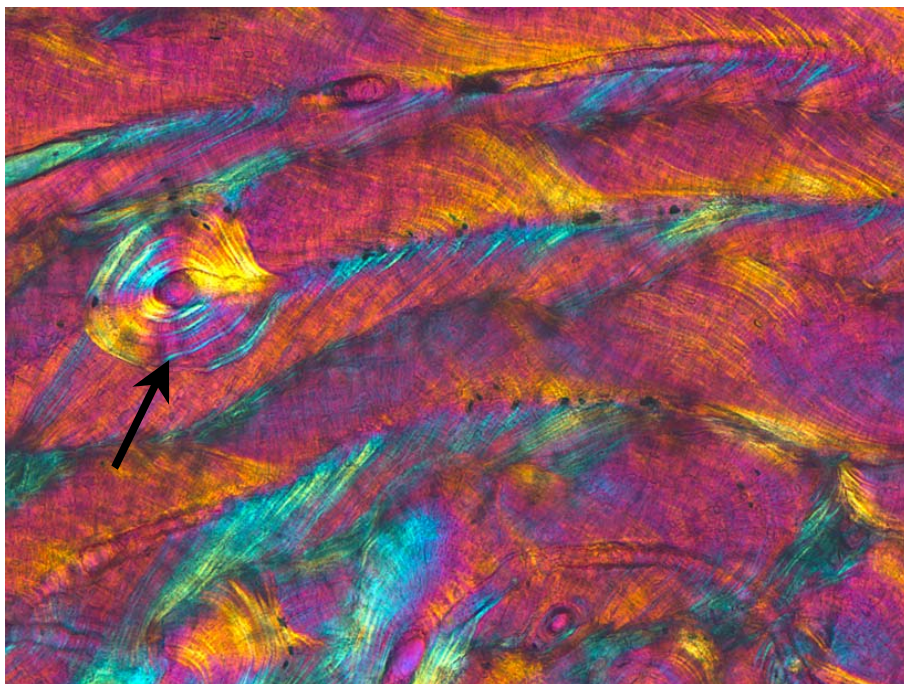


Abbildung 30: Detailaufnahme von auf transversaler Ebene verlaufenden Gefäßkanälen mit „federartiger“ Kollagenstruktur im Humerus. Man beachte die Länge des Gefäßkanals im oberen Bildabschnitt sowie den runden Verlauf des Gefäßkanals am unteren Bildrand. Es ist auch besonders deutlich der Unterschied zwischen dem „regulären“ sekundären Osteon (schwarzer Pfeil) und der „federartigen“ Kollagenstruktur zu erkennen. Weibliches Individuum, Sterbealter: 20-35 Jahre, linker Humerus (Xcambó: Grab 65, Archivnummer 126, 100-fache Vergrößerung, Betrachtung im polarisierten Durchlicht unter Verwendung eines Hilfsobjektes Rot 1. Ordnung (Quarz)).

5.1.2. Tangentiallamellen

Tangentiallamellen sind in der Regel das Produkt des appositionellen Dickenwachstums eines Langknochens, bei welchem durch das *Stratum osteogenicum* des Periosts schichtweise Osteoid auf die bereits existierende Knochenoberfläche abgelegt wird (Weidenreich 1930). Appositionell gewachsener Knochen ist primärer Knochen und wird durch primäre Osteone mit Blutgefäßen und Nervensträngen versorgt. Je stärker eine Knochenregion umgebaut wurde, desto mehr primäres Material ist überbaut. Ist die Umbauaktivität gering, sind die ursprünglichen Tangentiallamellen noch erkennbar (Abbildung 33). Diese Bereiche wurden in dieser Arbeit in den Humerus- und Femurquerschliffen lokalisiert. Dabei konnte festgestellt werden, dass die Stellen, an denen die Tangentiallamellen noch deutlich nachvollziehbar sind, und an denen offensichtlich nur ein schwacher sekundärer Umbau stattgefunden hat, ein typisches Verteilungsmuster aufweisen.

Im Humerus liegen die Tangentiallamellen überwiegend im antero-lateralen Bereich der Compacta, lateral der *Crista tuberculi majoris* und medial der Ansatzstelle des *M. deltoideus* (*Tuberositas deltoidea*) (Abbildung 7). Am Femur lassen sich die Tangentiallamellen in der Regel im antero-medialen, im postero-medialen, im antero-lateralen sowie im postero-lateralen Sektor der Compacta lokalisieren. In der Regel sind dagegen keine Tangentiallamellen im mittleren anterioren, im mittleren posterioren, im mittleren medialen und im mittleren lateralen Sektor des Diaphysenquerschnitts nachweisbar. Typischerweise liegen in den zuletzt genannten Bereichen auch die stärksten konturellen Ausbuchtungen des Femurquerschnitts. Es lässt sich feststellen, dass die Lage der am stärksten umgebauten Regionen mit den Formtypen der Femurquerschnitte korreliert (vgl. Kapitel 4.4.). Richtet sich die stärkste konturelle Ausbuchtung, wie bei Formtyp II beispielsweise nach dorsal, so verschieben sich auch die Bereiche mit Tangentiallamellen in diese Richtung (Abbildung 8). In den Regionen, in denen die Diaphyse am stärksten medio-lateral bzw. antero-posterior ausgedehnt ist, sind folglich die wenigsten Tangentiallamellen nachweisbar. Dies bedeutet, dass an diesen Stellen die sekundäre Umbaurate der Compacta am höchsten war.

Da sekundärer Knochen mechanisch schwächer ist als primärer Knochen, ist es – die mechanische Stabilität des Materials betreffend – eigentlich paradox, dass die Umbaurate an den am stärksten belasteten Teilen der Compacta am größten ist. Die erhöhte Spannung verursacht

jedoch ein vermehrtes Auftreten von Mikrofrakturen (Frost 1960). Letztere werden durch Umbaumaßnahmen behoben, um die mechanische Stabilität des Knochenmaterials so gut wie möglich zu erhalten (Burr 2002; Martin 2002).

Grund für die höhere mechanische Instabilität von sekundärem Knochen ist zum einen die Tatsache, dass sich durch jeden Umbauzyklus die Porosität des Materials erhöht, da ein neuer Havers-Kanal entsteht (Schaffler & Burr 1988). Zweitens entstehen neue Zementlinien, die mechanisch schwache Schnittstellen darstellen (Carter & Hayes 1977; Martin 1993). Drittens bewirkt ein Umbauzyklus eine Veränderung des Mineralisierungsgrads. Es dauert mehrere Jahre, bis ein neu entstandenes Havers-System den gleichen Mineralisierungsgrad erreicht wie das durch ihn ersetzte, ursprüngliche Material (Vincentelli & Grigorov 1985). Je höher der Mineralisierungsgrad, desto höher die Festigkeit (Currey 1969). Studien zufolge ist sekundärer Knochen je nach Zustand nur bis zu 80% so belastungsresistent wie primärer Knochen (Vincentelli & Grigorov 1985).

5.1.3. „Endostale Tangentiallamellenbuchten“

Die „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ bestehen aus fein geschichteten Lamellen, die wesentlich dichter angeordnet sind als die im vorherigen Kapitel beschriebenen Tangentiallamellen. Sie enthalten in der Regel keine primären Osteone und zeichnen sich folglich durch eine sehr geringe Porosität aus. Ihr Ausmaß kann sehr mächtig sein. An ihrer breitesten Stelle können sie bis in die Mitte der Compacta hineinragen. In der Regel bestehen die Buchten aus mehreren, durch Zementlinien voneinander abgegrenzten „bandartigen“ Kollagenstrukturen (Abbildung 31 und 32). Letztere kennzeichnen Stellen der Wachstumsunterbrechung. Die „bandartigen“ Kollagenstrukturen weisen nicht alle die gleiche Verlaufsrichtung auf. Insbesondere im Femur verläuft nur die direkt an den endostalen Rand angrenzende „bandartige“ Struktur parallel zum Rand der Knochenmarkröhre, die weiter im Inneren liegenden „bandartigen“ Strukturen können zentripetal tief in die Compacta hineinstrahlen. Die am meisten endostal verlaufende „bandartige“ Kollagenstruktur weist gewöhnlich Stellen auf, an denen der endostale Rand eine Art „Knick“ ins Innere der Compacta erfährt. Dabei handelt es sich um Stellen, an denen Blutgefäße über die „endostale Tangentiallamellenbucht“ ins Innere der Compacta hineingeführt werden. Diese Blutgefäße

lassen sich im Querschliff auch in der Bucht weiterverfolgen. Sie verlaufen fast senkrecht zum Rand der Knochenmarkröhre über die „endostale Tangentiallamellenbucht“ in die Compacta hinein (Abbildung 31 und 32). Diese Art der Blutversorgung kann im Langknochenquerschnitt ausschließlich im Bereich der „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ nachgewiesen werden.

Im folgenden werden mögliche Entstehungsmechanismen der „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ diskutiert. Ein Knochen muss, um seine *Endform* zu erhalten, periostal erhebliche Mengen an Material an- bzw. abbauen. Da die mineralisierte Knochenmatrix nicht verformbar ist, kann er nur auf diese Weise auch seine *Endposition* einnehmen und das gesamte Knochenwachstum zeichnet sich durch ein dauerndes Neben- und Ineinandergreifen von Auf- und Abbauprozessen aus (Frost 1997a). Verlagert sich die gesamte äußere Kontur eines Knochenschafts, ist logischerweise auch eine Verlegung der Knochenmarkröhre unabdingbar. Dies kann nur durch endostale Resorptions- und Appositionsprozesse geschehen. Es ist denkbar, dass die „endostale Tangentiallamellenbucht“ Material darstellt, welches während des Wachstums schnell synthetisiert wurde, um die mechanische Integrität des Knochens in einem sich rasant verändernden Skelet zu bewahren. Die „bandartigen“ Kollagenstrukturen könnten verschiedene „Generationen“ oder Phasen endostaler Wachstumsspurts darstellen, durch welche die Knochenmarkröhre während des Wachstums ausgebildet und umpositioniert wurde. Für diese Annahme spricht vor allen Dingen die typische Position der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ im Humerus und im Femur. Variationen im Wachstumsverlauf liefern möglicherweise eine Erklärung für die Größenvariabilität der „endostalen Tangentiallamellenbucht“.

Die auffälligen strukturellen Differenzen zwischen den durch das periostale Wachstum entstehenden Tangentiallamellen und den „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ deuten ganz klar darauf hin, dass wesentliche Differenzen zwischen der periostalen und der endostalen Knochensynthese bestehen (Abbildung 33). Diese sind bis dato jedoch nicht näher erforscht worden.

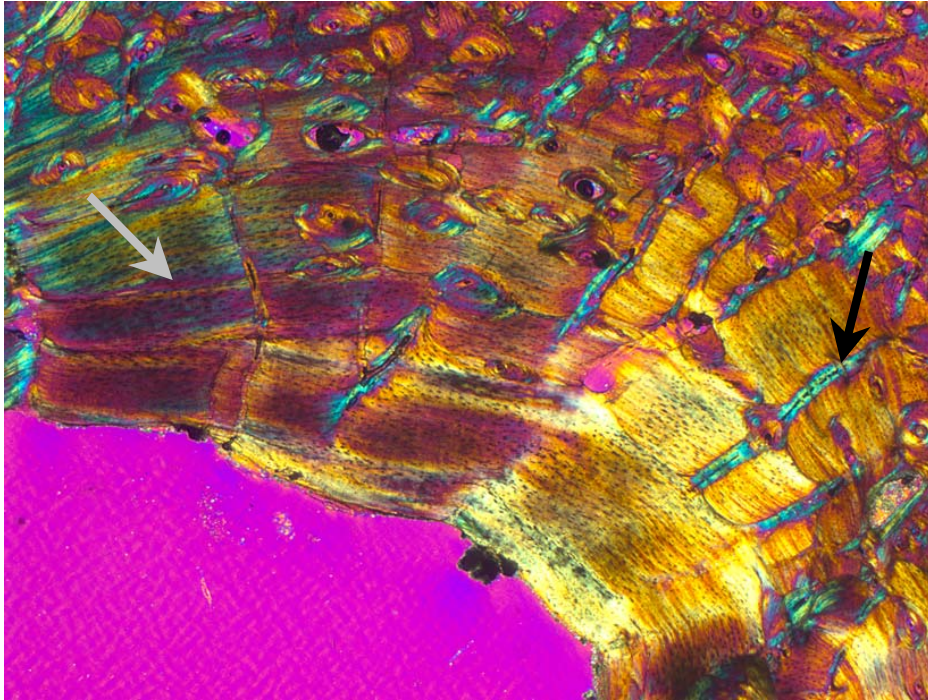


Abbildung 31: „Endostale Tangentiallamellenbucht“ in einem Humerusquerschliff (links unten im Bild liegt der endostale Compactarand). Man beachte die senkrecht in die Compacta hineinführenden Gefäßkanäle (schwarzer Pfeil) sowie die dichte Lamellenstruktur der „endostalen Tangentiallamellenbucht“. Die „endostale Tangentiallamellenbucht“ ist in „bandartige“ Kollagenstrukturen unterteilt. Diese sind durch Kittlinien voneinander getrennt (grauer Pfeil). Weibliches Individuum, Sterbealter: 20-35 Jahre, linker Humerus (Xcambó: Grabnummer 65, Archivnummer 126, 16-fache Vergrößerung, Betrachtung im polarisierten Durchlicht unter Verwendung eines Hilfsobjektes Rot 1. Ordnung (Quarz)).

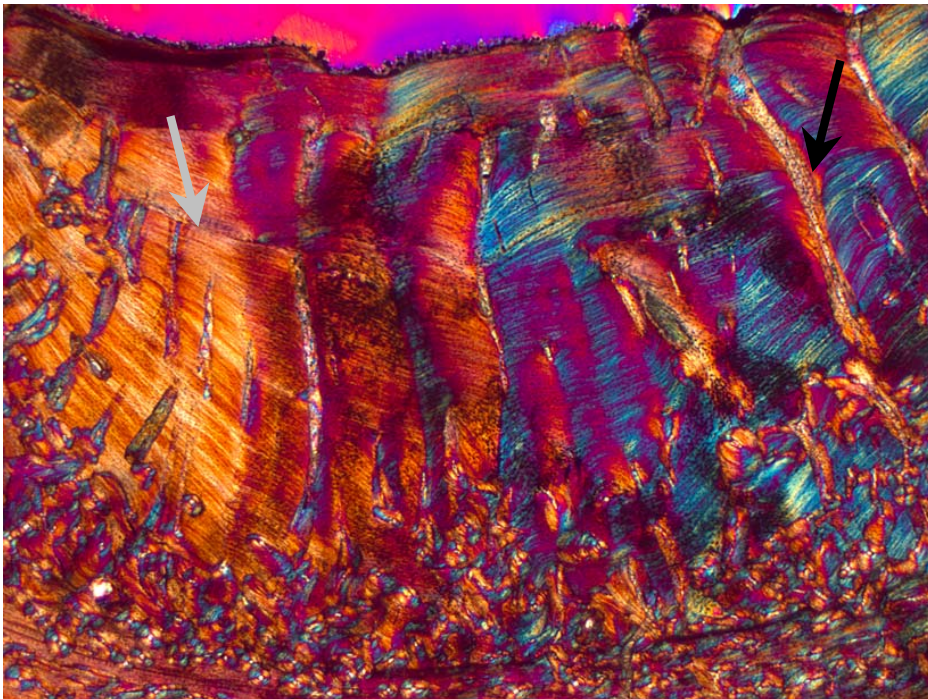


Abbildung 32: „Endostale Tangentiallamellenbucht“ in einem Femurquerschliff (oben im Bild liegt der endostale Compactarand). Gefäßkanäle (schwarzer Pfeil) sowie Kittlinien (grauer Pfeil) und „bandartige“ Kollagenstrukturen sind gut erkennbar. Weibliches Individuum, Sterbealter: 35-40 Jahre, rechtes Femur (Xcambó: Grabnummer 293, Archivnummer 350, 16-fache Vergrößerung, Betrachtung im polarisierten Durchlicht unter Verwendung eines Hilfsobjektes Rot 1. Ordnung (Quarz)).

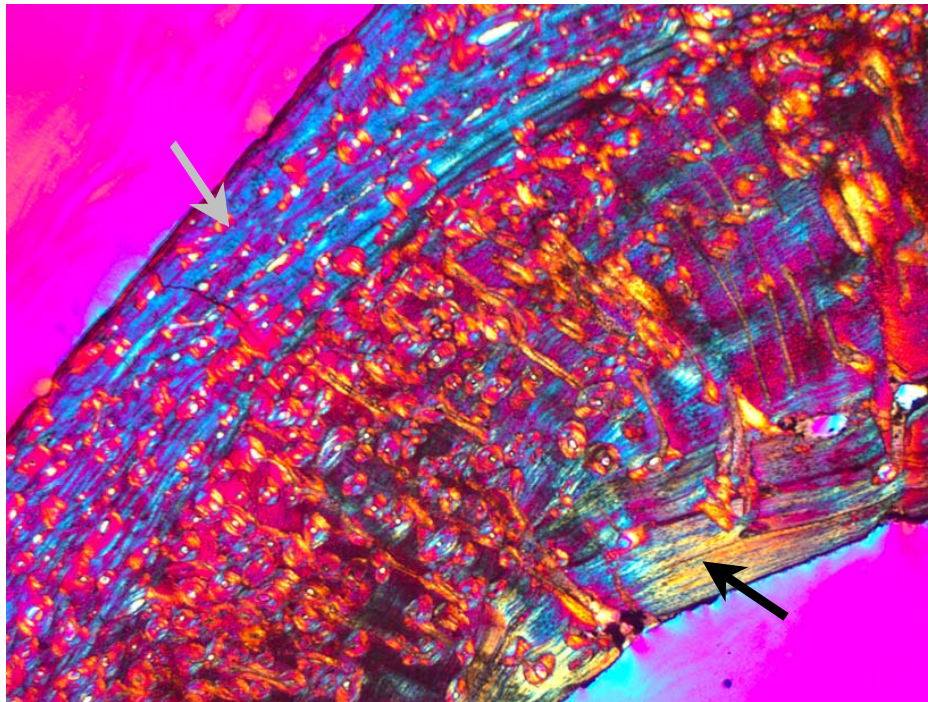


Abbildung 33: Compactaabschnitt mit Tangentiallamellen, stärker umgebauten Regionen und „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ (der oben im Bild liegende Rand ist der periostale Compactarand, der unten im Bild liegende Rand ist der endostale Compactarand). Der graue Pfeil verweist auf die Tangentiallamellen, der schwarze Pfeil auf die „endostalen Tangentiallamellenbuchten“. Der dazwischenliegende Bereich ist stärker sekundär umgebaut. Weibliches Individuum, Sterbealter: 40-50 Jahre, linkes Femur (Xcambó: Grabnummer 316, Archivnummer 294, 16-fache Vergrößerung, Betrachtung im polarisierten Durchlicht unter Verwendung eines Hilfsobjektes Rot 1. Ordnung (Quarz)).

Im folgenden Abschnitt wird die Frage diskutiert, ob ein Zusammenhang zwischen dem Auftreten der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ und der mechanischen Belastung des Knochens vorliegt. Wesentlich in diesem Zusammenhang ist die Lage der Bucht. Wie bereits erwähnt, liegt die Bucht im Humerus im posterioren Sektor der Compacta, im Femur liegt sie im medialen Sektor. Der mediale Anteil der Compacta des Femurs unterliegt durch das im Verhältnis zur Hauptachse des Knochenschafts nach medial versetzte Hüftgelenk primär Druckkräften (Pauwels 1965). Über die generelle Kraftverteilung im Humerus liegen keine genaueren Informationen vor. Es wäre jedoch von besonderem Interesse zu überprüfen, ob die „endostale Tangentiallamellenbucht“ auch im Humerus im überwiegend durch Druckkräfte belasteten Sektor der Compacta liegt. Beim erwachsenen Menschen zählt der Humerus zu den Knochen, die nicht unter der Last des Körpergewichts liegen. Aus diesem Grund sind hohe Druckkräfte, im Gegensatz zum Femur, im Humerus von vornherein von geringerer Bedeutung. Die Biegung eines Schafts verursacht jedoch auch, wie bereits angesprochen, auf einer

Schaftseite Druckkräfte und auf der gegenüberliegenden Seite Zugkräfte. Biegunskräfte im Humerus resultieren aus dem Einfluss der Muskeln. Anterio-posteriore Biegunskräfte entstehen primär durch die Aktivität des *M. biceps brachii*, des *M. brachialis* und des *M. triceps brachii*. Die *Pars acromialis* des *M. deltoideus* und der *M. coracobrachialis* verursachen dagegen eine überwiegend in medio-lateraler Richtung ausgerichtete Biegung. Im Gegensatz zum Femur, bei dem der größte Anteil der mechanischen Belastung der Lokomotion zugeschrieben werden kann, ist die Bewegungsfreiheit der oberen Extremität wesentlich größer und alle genannten Muskeln nehmen, je nach Tätigkeit, unterschiedlich wichtige Funktionen ein. Es ist folglich sehr unwahrscheinlich, dass der posteriore Sektor des Humerus, in welchem die „endostale Tangentiallamellenbucht“ nachgewiesen werden kann, primär Druckkräften unterliegt. Derzeit liegt damit kein erkennbarer Zusammenhang zwischen der Belastungsart und der Lage der Bucht vor.

Von besonderem Interesse ist die Tatsache, dass die Lage der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ im Femur mit den Femurformtypen (vgl. Kapitel 4.4.) korreliert. So richtet sich die „endostale Tangentiallamellenbucht“ in der Regel nach der größten medio-lateralen Ausdehnung des Knochenschafts aus, das heißt die breiteste Stelle der Bucht liegt auf einer Linie mit letzterer (Abbildung 34).

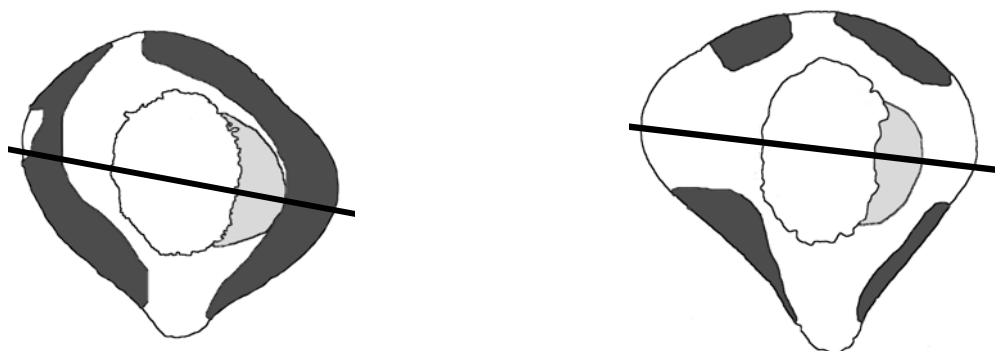


Abbildung 34: Graphische Darstellung des Zusammenhangs zwischen der Lage der größten medio-lateralen Ausdehnung des Schaftquerschnitts (schwarzer Strich) und der Lage der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ (hellgrau gefärbter Bereich) an zwei Beispielen.

Wie bereits im vorherigen Kapitel angesprochen, zählt die Knochenregion, in der die „endostale Tangentiallamellenbucht“ vorzufinden ist, zu denjenigen, an denen der Knochenschaft einer

besonders hohen Belastung unterlag. Zeugnis dafür ist die erhöhte Aus- und Umbauaktivität. Aus diesem Grund ist es besonders auffällig, dass die „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ von sekundären Umbauzyklen größtenteils ausgeschlossen bleiben. Eine mögliche Erklärung dafür ist, dass sich endostal synthetisierter Knochen durch ein differenziertes mechanisches Verhalten kennzeichnet. Die sehr unterschiedlichen strukturellen Eigenschaften, welche die Materialdichte, die Porosität, die Lamellenanordnung, die Lakunenordnung sowie die Verteilung der Zementlinien betreffen, unterstützen diese Annahme. Wie bereits in Kapitel 2.3.2. erklärt wurde, spielt das Strömen extrazellulärer Flüssigkeiten im Canaliculi-Lakunen-Netzwerk eine wichtige Rolle bei der Stimulation der Knochenzellen (Burger & Klein-Nulend 1999). Dieses, so kann man sich vorstellen, verläuft im endostalen Knochengewebe aufgrund der strukturellen Besonderheiten anders als im restlichen Compactabereich. Zur weiteren Untersuchung der mechanischen Besonderheiten der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ wären beispielsweise *in vitro* Studien interessant, durch welche das Strömen von Flüssigkeiten in diesem Gewebe untersucht werden könnte. Auch ist es denkbar, dass die „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ Material darstellen, das zwar während des Wachstums zur Sicherung der mechanischen Integrität des sich schnell verändernden Knochens und Skelets notwendig wurde, später jedoch seine mechanische Funktion verloren hat und außerhalb des durch äußere Krafteinflüsse belasteten Bereichs der Compacta liegt. Durch die fehlende mechanische Spannung unterbleibt auch der sekundäre Umbau. Longitudinalstudien an Individuen aller Altersstufen sind notwendig, um die Richtung und den Verlauf der Wachstumsdrift genauer zu verfolgen und dieser These weiter nachzugehen. Wie bei den „federartigen“ Kollagenstrukturen, könnten Serienschliffe auch einer weiteren Untersuchung der „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ dienen. Anhand dieser könnte die Lage und Größe der „endostalen Tangentiallamellenbucht“ im gesamten Langknochen bei Individuen unterschiedlicher Altersstufen untersucht werden. Anhand dieser Kenntnis lassen sich möglicherweise weitere wichtige Informationen ableiten.

An den in dieser Arbeit untersuchten Knochen konnte kein Zusammenhang zwischen dem Ausprägungsgrad der „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ mit dem Alter, dem Geschlecht oder der Robustheit eines Knochens nachgewiesen werden. Es gibt junge Individuen ohne „endostale Tangentiallamellenbucht“ aber auch ältere, bereits osteoporotische Knochen, bei denen die Buchten immer noch vorhanden sind. Da die Altersspanne der untersuchten Individuen nur von 20 bis 50 Jahren reicht, kann nicht ausgeschlossen werden, dass in zukünftigen Studien

durch eine Einbeziehung weiterer Altersgruppen und größerer Stichproben entsprechende Verhältniszusammenhänge aufgezeigt werden können.

5.2. Kritische Auseinandersetzung mit morphometrischen Methoden zur Analyse der histologischen Strukturebene der funktionellen Anpassung

Wie bereits beschrieben, basiert die „Point Count Method“ auf einer Umrechnung der Häufigkeit einzelner histologischer Elemente auf die Größe der jeweils ausgezählten Gesamtfläche. Insbesondere zur Sterbealtersbestimmung am Skelet haben sich histomorphometrische Methoden als besonders verlässliche Verfahren erwiesen (Kerley 1965; Stout & Teitelbaum 1976; Thompson 1979). Anhand der „Point Count Method“ kann auch die sekundäre Umbauintensität eines Knochens, die mit der mechanischen Belastung korreliert, ermittelt werden. Nur wenige Studien haben sich bis dato mit der biomechanischen Aussagekraft histomorphometrischer Variablen an menschlichen Individuen beschäftigt (Burr, Ruff & Thompson 1990; Drapeau & Streeter 2006; Robling 1998; Robling & Stout 2003; Stout 1982). Alle diese Studien beschäftigen sich ausschließlich mit den Knochen der unteren Extremität. Inhaltlich vergleichen sie Individuen oder Kollektive miteinander. Vereinfacht ausgedrückt unterlagen diejenigen, die sich durch eine höhere Umbaurate auszeichnen zu Lebzeiten einer höheren physischen Belastung¹⁴.

¹⁴ Anders verfahren Skedros et al. (2004), welche am Calcaneus von Hirschen die Umbaurate des anterioren, des posterioren, des lateralen sowie des medialen Sektors der Compacta miteinander vergleichen. Da dieser Knochen, laut Aussage der Autoren, fast ausschließlich durch einseitige Biegunskräfte belastet wird, ist es möglich, den Compactaabschnitt mit Druckbelastung klar von dem mit Zugbelastung zu unterscheiden. In der primär mit Druckkraft belasteten Compacta stellen sie im Vergleich zu der mit Zugseite belasteten Compacta eine um 11,4% höhere Osteonendichte, eine um 80,2% geringere Porosität sowie einen um 43,5% höheren Anteil an Schaltlamellen fest. Die Ergebnisse dieser Studie sprechen dafür, dass die Umbauaktivität im überwiegend mit Druckkraft belasteten Anteil des Knochens vergleichsweise höher ist als in dem überwiegend mit Zugkraft belasteten Sektor (Skedros, Hunt & Bloebaum 2004; Skedros, Mason & Bloebaum 1994; Skedros, Su & Bloebaum 1997). Insgesamt konnten signifikante, allgemeingültige Korrelationen zwischen unterschiedlichen gemessenen oder vermuteten Spannungsbereichen und der Verteilung von mikrostrukturellen Merkmalen im Knochen bis dato jedoch noch nicht aufgezeigt werden.

Einen eindeutigeren Zusammenhang mit der physischen Belastung zeigt die Orientierung der kollagenen Fibrillen im Lamellenknochen. Wie bereits erwähnt, alterniert ihr Neigungswinkel von Lamelle zu Lamelle. Ascenzi und Bonucci (1967, 1968) gelang es bereits in den 70er Jahren, einzelne Osteone zu isolieren und ihr mechanisches Verhalten gegenüber verschiedenen Krafteinflüssen experimentell zu erforschen. Sie schlugen eine Einteilung der verschiedenen Osteone in drei Typen vor: Havers-Systeme, deren kollagene Fibrillen überwiegend eine transversale Verlaufsrichtung aufweisen, bezeichneten sie als Typ T-Osteone. Osteone mit einer von Lamelle zu Lamelle stark alternierenden Ausrichtung der kollagenen Fibrillen benannten sie als Typ A-Osteone und Osteone mit überwiegend longitudinal ausgerichteten kollagenen Fibrillen als Typ L-Osteone. Ihren Untersuchungen zufolge sind Typ-T-Osteone am widerstandsfähigsten gegenüber Kompressionskräften, Typ-A-Osteone dagegen gegenüber Biegunskräften. Typ-L-Osteone erweisen sich dann am belastungsfähigsten, wenn sie Dehnungskräften unterliegen (Ascenzi & Bonucci 1967; Ascenzi & Bonucci 1968). Je nach Belastungsform einer Knochenregion überwiegen die

Problematisch ist jedoch die Tatsache, dass bis heute kein standardisiertes Verfahren zur Analyse der funktionellen Anpassung auf mikrostruktureller Ebene vorliegt (Iwaniec et al. 1998). Ein wichtiges methodisches Problem der „Point Count Method“ ist die Schwierigkeit einer Standardisierung der histomorphometrischen Daten. Um anhand einer Osteonenzählung tatsächlich ein Maß für die „gezielte“ Umbaurate zu erhalten, muss das Ausmaß des „nicht-gezielten“ Umbaus theoretisch vom „gezielten“ Umbau getrennt werden. Robling (1998) versuchte dies über eine Standardisierung der histomorphometrischen Daten des Femurs mittels einer parallelen Auszählung der Rippe, an welcher der „gezielte“ Umbau aufgrund des Fehlens mechanischer Krafteinflüsse vernachlässigt werden kann. Es handelte sich dabei jedoch um ein Pilotprojekt, das bislang noch nicht weiter empirisch überprüft oder angewendet wurde. Nicht-standardisierte Daten können falsche Eindrücke vermitteln, insbesondere dann, wenn Individuen unterschiedlichen Alters verglichen werden (Robling 1998). Der Anteil des „nicht-gezielten“ Umbaus an der gesamten Umbaurate ist bei älteren Individuen in der Regel deutlich größer als bei jüngeren Individuen.

Ein weiteres methodisches Problem der „Point Count Method“ kann anhand der „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ und der auf transversaler Ebene im Humerus verlaufenden Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur aufgezeigt werden. In keiner der angesprochenen Publikationen wird erwähnt, auf welche Art und Weise entsprechende strukturelle Abweichungen bei der Osteonenzählung berücksichtigt werden bzw. ob eine Berücksichtigung überhaupt erfolgt (Burr, Ruff & Thompson 1990; Iwaniec et al. 1998; Robling 1998). Dazu muss man erwähnen, dass zur histologischen Altersbestimmung in der Regel nur periostal gelegene Anteile der Compacta in eine entsprechende Zählung miteinbezogen werden (Iwaniec et al. 1998). In einem solchen Fall ist die „endostale Tangentiallamellenbucht“ unbedeutend. Wird jedoch die gesamte Compacta ausgezählt oder eine Zählspur ausgewählt, die vom periostalen zum endostalen Rand des Schaftquerschnitts reicht, so kann die „endostale

jeweiligen Osteonentypen, das heißt, ihre Verteilung zeigt eine klare Belastungsabhängigkeit (Knese 1979; Portigliatti Barbos, Bianco & Ascenzi 1983). Beobachtet werden kann die Orientierung der kollagenen Fibrillen im polarisierten Lichtmikroskop (Bromage et al. 2003). Am menschlichen Femur weisen Diaphysenabschnitte, die primär Zugkräften ausgesetzt sind überwiegend longitudinal ausgerichtete kollagene Fibrillen auf. Abschnitte, die vorwiegend Druckkräften unterliegen, weisen durchschnittlich mehr transversal ausgerichtete Fibrillen auf. Im polarisierten Licht erscheinen longitudinal ausgerichtete kollagene Fibrillen schwarz, transversal ausgerichtete kollagene Fibrillen erscheinen weiß. Die Beziehung zwischen der Orientierung der kollagenen Fibrillen und der physischen Belastung ist so eindeutig, dass sich dieses Merkmal eignet, um die strukturelle Verteilung unterschiedlicher Krafteinflüsse im Inneren eines Knochens nachzuzeichnen (Boyde & Riggs 1990; Kalmey & Lovejoy 2002; Martin et al. 1996; Martin & Ishida 1989; Skedros, Hunt & Bloebaum 2004). Sie lässt jedoch, im Gegensatz zu histomorphometrischen Analysen, keine Einschätzung der Höhe der physischen Belastung am einzelnen Individuum zu.

„Tangentiallamellenbucht“ das Ergebnis einer histomorphometrischen Studie beeinflussen. Grund dafür ist die Tatsache, dass die Bucht als Fläche mitgezählt wird, auf ihr sind jedoch kaum sekundäre Osteone zu finden. Durch eine Umrechnung der im Sektor bzw. Zählbereich aufgenommenen histologischen Strukturen auf die jeweils gezählte Gesamtfläche ist es möglich, dass sich die Dichte an sekundären Osteonen fälschlicherweise verringert. Da die „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ bis zu 50% (im Humerus in einigen Fällen sogar noch mehr) der Compactabreite ausmachen können, kann dieser Fehler bedeutend sein (Abbildung 35). Auch ist es nicht klar, wie die Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur im histomorphometrischen Zählverfahren zu berücksichtigen sind. Es wäre möglich, sie aufgrund der Ähnlichkeiten im Entstehungsmechanismus als driftende Osteone zu klassifizieren, allerdings sind sie im Querschnitt in der Regel großflächiger als letztere.



Abbildung 35: Schematische Darstellung eines Compactaquerschnitts ohne und mit „endostaler Tangentiallamellenbucht“. Kleine schwarze Kreise = sekundäre Osteone, grau ausgefüllter Bereich = „endostale Tangentiallamellenbucht“. Die Anzahl der sekundären Osteone wird in histomorphometrischen Verfahren auf die Gesamtfläche umgerechnet. Die Gesamtfläche beider Querschnitte ist gleich groß, die Anzahl der sekundären Osteone ist jedoch im Querschnitt mit „endostaler Tangentiallamellenbucht“ wesentlich kleiner. Wird die Anzahl auf die gesamte Compactafläche umgerechnet, so liegt sie im linken Querschnitt pro Flächeneinheit höher als im rechten. Dies kann zu fehlerhaften Einschätzungen der Umbaurate des Knochens führen.

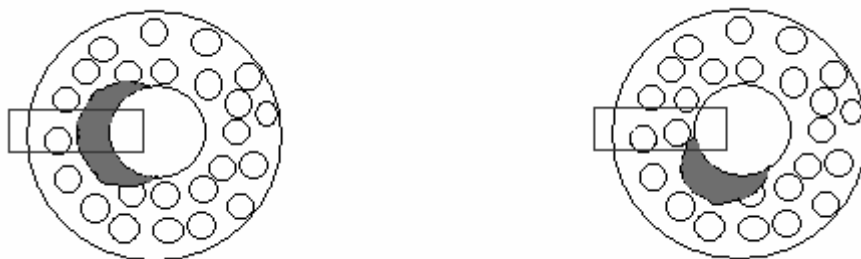


Abbildung 36: Schematische Darstellung zweier Compactaquerschnitte mit „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ und Zählspuren. Im linken Querschnitt ist die „endostale Tangentiallamellenbucht“ direkt medial ausgerichtet, die Zählspur liegt genau auf ihr. Im rechten Querschnitt ist die „endostale Tangentiallamellenbucht“ in posteriorer Richtung verschoben. Hier liegt sie außerhalb der Zählspur. Die Anzahl der sekundären Osteone (kleine schwarze Kreise) ist in der Zählspur des linken Bildes nur halb so hoch wie in der Zählspur des rechten Bildes.

Wichtig im Zusammenhang mit der topographischen bzw. sektorenspezifischen Auszählung sind am Femur die in Kapitel 4.4. definierten Femurformtypen. Es wurde bereits erwähnt, dass die Lage der „Tangentiallamellenbuchten“ mit den Femurformtypen korreliert. Legt man den zu zählenden Bereich strikt im mittleren medialen Sektor fest, so liegt dieser bei Formtyp I und IV häufig direkt über der breitesten Stelle der „endostalen Tangentiallamellenbucht“, während dies bei Typ II, bei welchem die „endostale Tangentiallamellenbucht“ eine nach posterior gerichtete Neigung einnimmt, in der Regel nicht der Fall ist (Abbildung 36).

In dieser Arbeit wurde auf ein histomorphometrisches Verfahren zur Analyse der mechanischen Belastung verzichtet. Gründe dafür sind zum einen die im untersuchten Material besonders großflächigen „endostalen Tangentiallamellenbuchten“, die häufig vorkommenden, auf transversaler Ebene verlaufenden Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur sowie die fehlende Standardisierungsmöglichkeit. Ein entsprechendes Verfahren kann möglicherweise in einer zukünftigen Studie nachgeholt werden, vorher müssten die angesprochenen methodischen Probleme jedoch geklärt werden.

Mit der Beschreibung der mikrostrukturellen Besonderheiten in diesem Kapitel konnte deutlich gemacht werden, dass grundlegende histologische Strukturen im Langknochen vorkommen, deren Häufigkeit unerklärlich macht, dass sie in der Literatur bislang nicht ausführlicher erwähnt wurden. Versucht man, die Entstehung der Strukturen, die in dieser Arbeit näher dokumentiert wurden, anhand der gegenwärtig allgemein akzeptierten Mechanismen über die Knochenentwicklung und die mechanischen Verhaltensweisen des Knochens zu erklären, stößt man an zahlreichen Stellen an die Grenzen dieser Modelle. Viele grundlegende Elemente der histologischen Langknochenstruktur sind bis heute offensichtlich nur unzureichend erforscht.

5.3. Methodische Anmerkungen zur computergestützten, biomechanischen Analyse

5.3.1. Nicht-invasive und invasive Datenerhebung im Vergleich

In dieser Arbeit wurden zwei verschiedene Techniken zur Datenerhebung eingesetzt. Die Xcambóer Skelete wurden invasiv bearbeitet, das heißt aus den Knochen wurden Proben herausgesägt und in Kunstharz eingebettet (vgl. Kapitel 4.1.1.). Das Querschnittsbild der

Schaftmitte wurde durch ein präzises Durchsägen der eingebetteten Proben freigelegt. Anschließend wurde dieses mit einem handelsüblichen Scanner eingescannt. Die Knochen des Barbinger Gräberfelds wurden im Computertomographen geröntgt (vgl. Kapitel 4.1.2.). Im folgenden werden die Vor- und Nachteile dieser beiden Methoden erörtert.

Der naheliegendste Nachteil der invasiven Technik ist die notwendige Zerstörung des Knochens. Diese ist oftmals nicht erwünscht. Zudem wird die zu untersuchende Probe durch das Heraussägen aus ihrem anatomischen Zusammenhang gelöst. Trotz äußerster Vorsicht können aus diesem Grund Fehler beim Aufsetzen der Proben auf den Objektträger nicht vermieden werden. So kommt es vor, dass Querschnittsbilder nicht mit der distalen, sondern mit der proximalen Seite aufgesetzt werden. Wird dies im Nachhinein erkannt, ist eine horizontale Spiegelung des Bildes im Adobe Photoshop möglich, wodurch der Fehler korrigiert wird. Das Drehen und Spiegeln von Bildern wirkt sich nicht auf die anschließende Berechnung der Trägheitsmomente aus. Da insbesondere der Femurquerschnitt eine relativ symmetrische Form aufweist, ist es jedoch fraglich, ob falsch aufgesetzte Proben immer erkannt werden. Ein weiterer Nachteil der invasiven Methode ist der hohe Zeitaufwand, der mit der Herstellung von eingebetteten Knochenproben verbunden ist. Während CT-Bilder in kürzester Zeit aufgenommen werden können, dauert ihre Herstellung, je nach Stichprobengröße, mehrere Wochen.

Die invasive Technik bietet aber auch Vorteile, insbesondere dann, wenn aus den herausgesägten und eingebetteten Proben mikroskopische Dünnschliffpräparate hergestellt werden (vgl. dazu Schultz 1988; Schultz & Drommer 1983). Die eingescannten Schliffe sind wesentlich detailgetreuer und zeichnen sich durch schärfere Konturen aus als die CT-Bilder (Abbildung 37). Postmortale Einlagerungen wie Erde oder Pflanzenwurzeln können erkannt und in der Bildbearbeitung im Adobe Photoshop beseitigt werden. Dies ist sehr wichtig, da das Programm Scion Image im Schwarzweißbild Knochen von anderem Material nicht unterscheiden kann. Auch das Ausmaß postmortaler periostaler und endostaler Erosion ist im Dünnschliff genauer einschätzbar. Im CT-Bild können postmortale Artefakte in der Regel nicht vom Knochen unterschieden werden bzw. werden nicht erkannt, da eine 4 mm dicke Schicht geröntgt und überlagert wird. Dadurch kann die Größe der berechneten Flächen und Trägheitsmomente signifikant verändert werden.

Zudem ermöglicht nur die Herstellung von mikroskopischen Dünnschliffpräparaten auch eine histologische Untersuchung der Knochenquerschnitte. Dies wiederum ermöglicht eine bessere Erkennung von Krankheitsspuren. Trotz gründlicher makroskopischer Untersuchungen der Skelete konnten durch die mikroskopische Betrachtung der histologischen Dünnschliffe in der Xcambóer Serie zwei weitere Fälle mit krankhaften Veränderungen identifiziert werden. Dabei handelte es sich um Individuen, bei denen jeweils eine dünne Schicht von gut integriertem, neugebildetem periostalen Knochen nachzuweisen war. Sie wurden aus der Stichprobe ausgeschlossen. Auch eine Osteoporose im Frühstadium kann nur im Dünnschliff sicher diagnostiziert werden. Im CT-Bild erscheinen poröse Knochenabschnitte aufgrund der Überlagerung oft als kompakt (vgl. Abbildung 37).

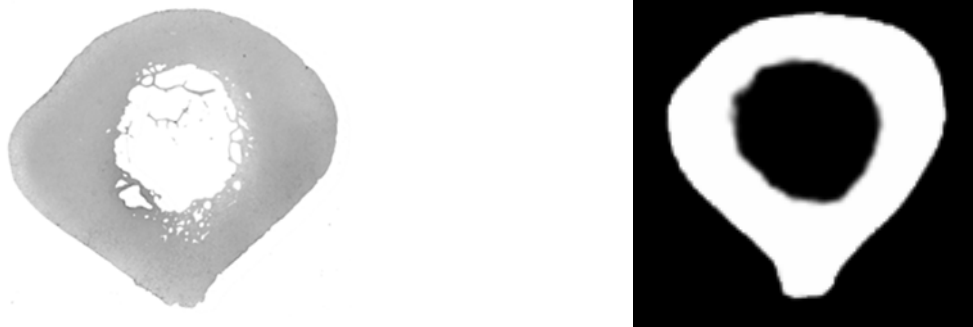


Abbildung 37: Herausgesägter, eingebetteter und eingescannter Femurquerschliff (links) und CT-Bild (rechts) eines Femurquerschnitts im Vergleich. Der Unterschied der Konturenschärfe zwischen den beiden Bildern ist deutlich sichtbar. Im linken Bild ist aufgrund einer Osteoporose im Frühstadium eine hohe endostale Porosität feststellbar. Im rechten Bild sind entsprechende Trabekel und Resorptionshöhlen nicht sichtbar, da ein 4 mm dicker Abschnitt der Compacta überlagert dargestellt wird.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das invasive Verfahren trotz des Zeitaufwands den Röntgenbildern vorzuziehen ist, da die Stichprobe wesentlich genauer kontrolliert werden kann. Aufgrund der Tatsache, dass in biomechanischen Studien in der Regel Aussagen auf Populationsebene getroffen werden, ist eine Bereinigung der Daten von allen Störfaktoren besonders entscheidend und wichtig. Osteoporotische oder pathologische Fälle, postmortale Einlagerungen sowie eine grobe periostale Erosion können die Ergebnisse verfälschen. Es wäre interessant, in einer zukünftigen Studie, die Differenz zwischen den durch CT-Bilder ermittelten Daten mit den Daten der invasiven Methode an einem Untersuchungskollektiv quantitativ zu erfassen.

5.3.2. Kritische Betrachtung der methodischen Leistungen der computergestützten, biomechanischen Analyse – Modellhaftigkeit der Übertragung der Balkentheorie auf den Knochenschaft

Zur Berechnung der mechanischen Belastbarkeit einer Langknochendiaphyse wird die Balkentheorie modellhaft auf den Knochenschaft übertragen. Es liegen jedoch einige Diskrepanzen zwischen einem gleichförmigen Balken und der Diaphyse eines Langknochens vor. Im Gegensatz zu einem Balken, ist der Knochenschaft kein völlig symmetrischer Körper. Er kennzeichnet sich unter anderem durch eine charakteristische Biegung. Des weiteren hat jeder Langknochen an beiden Enden Gelenkflächen, welche breiter sind als die Diaphyse. Dieses Merkmal liegt beim Balken ebenfalls nicht vor. Über die Gelenkflächen werden Kräfte auf den Knochenschaft übertragen. Gelenkflächen bilden in der Regel keine glatte, horizontale Ebene, so dass eintreffende Kräfte nicht senkrecht zum Verlauf des Knochenschafts auf denselben eintreffen. Letzteres wird jedoch von der Balkentheorie angenommen (Junger & Minns 1979). Ein weiteres Problem ist die Tatsache, dass die variablen Materialeigenschaften, welche je nach Knochenregion anders sind, in der computergestützten Berechnung von Trägheitsmomenten nicht berücksichtigt werden. Beispielsweise zeichnet sich kompakter Knochen durch ein anderes mechanisches Verhalten aus als spongiöser Knochen (Martin, Burr & Sharkey 1998). Die Übertragung der Prinzipien der Balkentheorie auf den Knochenschaft ist folglich sehr modellhaft und wird einer ausreichenden Berücksichtigung einiger der wesentlichsten Eigenschaften eines Langknochens nicht ganz gerecht.

Wird ein Balken gebogen, so unterliegt eine seiner Seiten Druckkräften, die gegenüberliegende Seite unterliegt Zugkräften. Die Achse, an welcher die Kraft von Druck- zu Zugkraft wechselt, wird als neutrale Achse bezeichnet. Sie ist frei von mechanischer Belastung. Da am Langknochen keine reinen Biegungskräfte vorkommen, sondern diese immer von Kompressionskräften überlagert werden (Lovejoy, Burstein & Heiple 1976; Pauwels 1965), ist die durch Druckkraft belastete Seite des Schafts während einer Biegung insgesamt stärker belastet als die durch Zugkraft belastete Seite. Dies führt dazu, dass die neutrale Achse in Richtung der druckbelasteten Seite verschoben wird. Am Humerus ist die Lage der neutralen Achse primär abhängig vom Torsionswinkel (dem Lageverhältnis des *Caput humeri* zum Verlauf der Diaphyse) sowie von den, je nach Aktivität und je nach Aktivitätsgrad auf ihn wirkenden Muskelkräften. Am Femur verschiebt sich die neutrale Achse primär in Abhängigkeit von der

Lokomotionsform, der Geschwindigkeit der Fortbewegung und der Ebenheit des Bodens (Lieberman, Polk & Demes 2004). Gleichzeitig beeinflusst die Größe des Anteversionswinkels¹⁵, die Größe des Collum-Corpus-Winkels¹⁶ sowie das Lageverhältnis von Femur und Tibia¹⁷ die Lage der neutralen Achse in der Diaphyse. Sie bestimmen den Verlauf der Traglinie des Knochens. Die neutrale Achse liegt generell orthogonal zur Hauptbiegungsachse eines Knochenschafts. Das durch die computergestützte biomechanische Analyse ermittelte maximale Trägheitsmoment (I_{\max}) soll theoretisch der Hauptbiegungsachse des Knochens entsprechen, die neutrale Achse dagegen der I_{\min} -Achse. Dieser Zusammenhang ist in der Realität jedoch kritisch zu beurteilen. An der Tibia von Makaken gelang es Demes et al. (1998, 2001) zu zeigen, dass die Lage der maximalen Biegungsachse des Knochens am lebenden Tier, je nach physischem Belastungsgrad und körperlicher Aktivität, um bis zu 30-45 Grad von I_{\max} abweichen kann. An der Ulna liegt die Abweichung sogar bei bis zu 90 Grad. Es ist dieser Studie zufolge möglich, dass die Annahme einer Übereinstimmung der maximalen Biegungsachse mit I_{\max} zu modellhaft ist und I_{\max} letztendlich nur wenig Aussagekraft über die tatsächlichen Kraft- bzw. Belastungsverhältnisse im Knochenschaft besitzt (Demes et al. 1998; Demes et al. 2001; Demes & Junger 1989; Lieberman, Polk & Demes 2004; Szivek, Johnson & Magee 1992). Um dies zu überprüfen ermittelten Lieberman et al. (2004) an den Knochen der hinteren Extremität von Schafen die Differenz zwischen den vom Programm anhand des Diaphysenquerschnitts konstruierten und den tatsächlichen Trägheitsmomenten. Zur Ermittlung der tatsächlichen Trägheitsmomente bestimmten sie die Hauptträgheitsachse am lebenden Individuum. Derzeit ist

¹⁵ Der Anteversionswinkel des Femurs wird auch Torsionswinkel genannt. Er beschreibt den Winkel, der entsteht, wenn man eine Gerade durch das Collum und eine Gerade quer durch die Kondylen legt, und diese beiden Geraden aufeinander projiziert. Beim Erwachsenen liegt der Anteversionswinkel bei durchschnittlich 12 Grad.

¹⁶ Der Collum-Corpus-Winkel (CCD-Winkel) des Femurs beträgt durchschnittlich 126 Grad (Platzer 1991). Man bezeichnet diesen Zustand als Coxa norma. Ist der Winkel deutlich kleiner spricht man von einer Coxa vara. Einen im Vergleich zur Coxa norma deutlich größeren CCD-Winkel bezeichnet man als Coxa valga. Während der Winkel beim Neugeborenen circa 150 Grad beträgt, nimmt er während des Wachstums durch die sich verändernde Beanspruchung beständig ab. Ursachen für die Ausbildung einer Coxa vara während des Wachstums sind zum einen die genetische Disposition (Coxa vara congenita), Rachitis, aber auch lokale Wachstumsstörungen. Beim Erwachsenen kann eine Coxa vara durch eine mechanische Insuffizienz des Schenkelhalses, z.B. in Folge einer Schenkelhalsfraktur, Osteomalazie oder Osteoporose verursacht werden. Aufgrund des Zusammenhangs zwischen der Entwicklung einer Coxa vara und der Krankheit Osteoporose, haben senile Individuen in der Regel kleinere Collum-Corpus-Winkel (durchschnittlich 120 Grad). Ursachen für eine Coxa valga sind beispielsweise Muskellähmungen, längere Bettlägerigkeit oder das Tragen von Prothesen im Kindesalter (Tittel 1994).

¹⁷ Bei einer normalen Entwicklung bilden Femur und Tibia einen Winkel von circa 174 Grad. Abweichungen - Genu valgum (X-Bein) und Genu varum (O-Bein) - können Fehlbelastungen und degenerative Gelenkveränderungen zur Folge haben. Der Femorotibialwinkel bildet sich erst dann endgültig aus, wenn das Individuum zu gehen beginnt. Bei Kindern, die das Gehen nicht erlernen, resultieren aus diesem Grund starke Fehlstellungen der Beine (Carter & Beaupré 2001).

dies nur möglich, indem drei Spannungsmessgeräte operativ an drei sich gegenüberliegenden Oberflächen des Knochens befestigt werden. Die von ihnen errechnete Differenz lag für die Trägheitsmomente I_{\max} , I_{\min} , I_x , I_y zwischen 23-38%, die Differenz für das generelle Biegemoment J lag zwischen 11-26%. Die Abweichung der aus den Trägheitsmomenten ermittelten Formvariablen (I_{\max}/I_{\min} , I_x/I_y) lag bei 23-33%. Die tatsächliche Biegebelastbarkeit wurde durch die vom Programm ermittelte Biegebelastbarkeit unterschätzt. Die Autoren zeigten jedoch, dass trotz dieser relativ hohen Abweichungswerte eine hohe Korrelation der Verhältnisse der ermittelten Werte zueinander vorliegt. Aus diesem Grund, so Lieberman et al. (2004), bietet die computergestützte, biomechanische Analyse trotz ihrer Modellhaftigkeit eine durchaus sinnvolle und verlässliche Möglichkeit, um die mechanischen Eigenschaften eines Langknochens zu analysieren. Es ist jedoch wichtig anzuerkennen, dass die Trägheitsmomente, die vom Programm ermittelt werden, nur als relative und nicht als absolute Werte gelten können. Aus den genannten Gründen sollten nach Lieberman et al. (2004) entsprechende Studien auf möglichst nahe verwandte Arten mit hoher kinematischer und anatomischer Analogie beschränkt werden. Weitere Studien, welche den Zusammenhang von I_{\max} und der Hauptbiegungsachse sowie den Zusammenhang von absoluten und relativen Werten untersuchen, sind dringend notwendig. Es konnte unter anderem gezeigt werden, dass die beiden Achsen (vom Programm konstruierte und tatsächliche Hauptbiegungsachse) bei einem höheren Aktivitätslevel besser übereinstimmen als bei einem niedrigeren (Demes et al. 2001; Szivek, Johnson & Magee 1992). Dies ist von besonderem Interesse, da man davon ausgeht, dass insbesondere hohe (sowie in hohen Frequenzen auftretende) Krafteinflüsse eine knochen ausbaustimulierende Wirkung haben (vgl. auch Kapitel 6.5.) (Frost 1987; Mosley et al. 1997; Rubin & Lanyon 1997).

5.4. Zur Notwendigkeit der computergestützten Analyse – Vergleich mit osteometrischen Messungen

In einer Reihe von Studien wurden die durch externe Messungen erhobenen Formvariablen und die durch die computergestützte, biomechanische Analyse ermittelten Ergebnisse miteinander verglichen (Bridges 1989; Bridges, Blitz & Solano 2000; Junger & Minns 1979; Ruff 1987; Ruff 1994a). Diesen Studien zufolge kann durch die externen Maße 70-98%¹⁸ der tatsächlichen Variabilität (ermittelt durch computergestützte Verfahren) am Femur innerhalb und zwischen

¹⁸ Die Schwankung dieses Prozentwerts ergibt sich aus der Zusammenfassung der Ergebnisse mehrerer Studien.

Populationen erfasst werden (Junger & Minns 1979; Pearson 2000; Wescott 2006). Diesen Zahlen zufolge wird durch osteometrische Messungen zwar nicht die gesamte Streuung eines Untersuchungskollektivs erfasst, die Daten sind aber relativ verlässlich (Wescott 2006).

Auch in dieser Arbeit wurde die Differenz zwischen den durch osteometrische Messungen und den durch das computergestützte Verfahren ermittelten Formvariablen berechnet. Die Ergebnisse sind in Kapitel 5.3. aufgeführt. Interessanterweise zeigt sich in den beiden in dieser Arbeit untersuchten Populationen eine regelmäßige Differenz in der Genauigkeit der durch externe Messungen ermittelten Formvariablen zwischen dem Humerus und dem Femur. Letztere liefern am Femur offenbar verlässlichere Daten. Der prozentuale Fehler liegt hier zwischen 7,9% und 12,5%. Die externen Indices am Humerus müssen aufgrund ihrer starken Abweichung von den Realwerten dagegen kritisch beurteilt werden. Hier liegt der prozentuale Fehler zwischen 18,9% und 28,2%. Grund für die starke Abweichung könnte die komplexe Struktur der Schaftmitte des Humerus sein, welche externe Messungen erschwert. Aufgrund der hohen Differenz zwischen den durch osteometrische Messungen ermittelten Formvariablen und den tatsächlichen Formvariablen ist ein invasives Verfahren oder die Röntgentechnik sowie eine anschließende computergestützte Datenerhebung für den Humerus dringend empfehlenswert. Für das Femur bieten externe Messungen dagegen, wie bereits auch von anderen Autoren gezeigt wurde, eine zeit- und kostensparende Alternative (Wescott 2006).

5.5. Welche physischen Aktivitäten sind knochenabbau- oder knochenumbauinduzierend? – Möglichkeiten und Grenzen einer bioarchäologischen Interpretation

Bevor die physischen Belastungsmerkmale der beiden untersuchten Populationen im Detail angesprochen werden, ist es wichtig, die Frage zu diskutieren, welche „normalen“ körperlichen Aktivitäten bzw. Belastungen (im Gegensatz zu Extremsituationen im Experiment) einen Knochenabbau oder -umbau induzieren und welche nicht. Für die Untersuchung von physischen Belastungsmustern archäologischer Skelettserien ist diese Frage von ganz wesentlicher Bedeutung, da gerade die alltäglichen und gewöhnlichen Aktivitäten diejenigen sind, über welche eine Aussage getroffen werden soll.

Bei der in Experimenten beobachtbaren, oft innerhalb weniger Wochen herbeigeführten funktionellen Anpassung an extreme Belastungssituationen handelt es sich in der Regel um eine reaktive Faserknochenbildung. Extreme Belastungssituationen werden durch Trainingslaufräder (Li et al. 1991; Matsuda et al. 1986; Umemura et al. 1997; Woo et al. 1981), operative Maßnahmen (Goodship, Lanyon & McFie 1979; Lanyon et al. 1982) oder technische Hilfsmittel, wie etwa an den Knochen angebrachte Stahlklammern (Hert, Liskova & Landa 1971; O'Connor, Lanyon & MacFie 1982)) erreicht. Der Faserknochen legt sich so am Knochen nieder, dass sich seine Querschnittsfläche besonders an den Stellen erhöht, wo die höchste mechanische Belastung auftritt. Entsprechende Studien liefern damit eindrucksvolle Belege für Teile des von Frost (1987) beschriebenen „Mechanostat“-Modells (vgl. auch Martin 2003b). Es muss jedoch dazu erwähnt werden, dass entsprechende Versuche nicht-pathologische adaptative Reaktionen, das heißt Reaktionen im Bereich der „disuse mode“, der „comfort zone“ und des „mild overload windows“ nicht weiter aufklären (Frost 1987; Frost 1988; Goodship & Cunningham 2001; Jurmain 1999; Rubin et al. 1995). Gerade letztere sind jedoch in dieser Arbeit von Interesse.

Frost (1987) definiert in seinen Abhandlungen über den von ihm als „Mechanostat“ bezeichneten Mechanismus der funktionellen Anpassung Spannungsschwellenwerte, deren Über- bzw. Unterschreitung eine Reaktion im Knochen verursacht (vgl. Kapitel 2.3.1.). Es konnte jedoch inzwischen gezeigt werden, dass nicht nur die Höhe der Spannung, sondern auch die Spannungsfrequenz ein entscheidender Steuerungsfaktor der funktionellen Anpassung ist (Lanyon & Rubin 1984; Mosley & Lanyon 1998; O'Connor, Lanyon & MacFie 1982; Woo et al. 1981). Dies kann unter anderem dadurch belegt werden, dass statische Krafteinflüsse oder Krafteinflüsse, die in geringer Häufigkeit auftreten, auch bei einer großen Spannungshöhe keine Umbaureaktion auslösen (Hert, Liskova & Landa 1971; Lanyon & Rubin 1984). Im „Mechanostat“-Modell bleibt die Spannungsfrequenz als Steuerungsfaktor unberücksichtigt. Dies ist einer der Gründe, warum es als hypothetisch zu bezeichnen ist. Ein weiterer Kritikpunkt am „Mechanostat“-Modell ist die Annahme, dass die MES-Schwellenwerte im gesamten Skelet gleich hoch sind. Es besteht inzwischen Einigkeit darüber, dass der Spannungsgrad, welcher eine Aus- bzw. Umbaureaktion im Knochen verursacht, je nach Knochenregion variiert (Bass et al. 2002; Carter 1984; Lanyon & Skerry 2001; Skerry 2006). Nicht-mechanische Einflussfaktoren, wie der Einfluss durch Hormone oder das Lebensalter, werden durch das „Mechanostat“ ebenfalls nicht berücksichtigt (Frost 1987; Pearson & Lieberman 2004; Turner 1999). Dabei spielt insbesondere das Lebensalter eine wesentliche Rolle bei der funktionellen Anpassung.

Während des Wachstums sind die Langknochen durch ein schnell zunehmendes Körpergewicht und zunehmende Muskelkräfte konstant hohen Spannungen ausgesetzt (Van derMeulen et al. 1996). Da der Knochenaufbau im Verhältnis zum Wachstum der Muskelmasse deutlich langsamer vor sich geht, „hinkt“ der Knochen in seiner Entwicklung den anderen Geweben hinterher (Frost 1997a). Dadurch liegt die Spannung während des Wachstums kontinuierlich im Bereich der „mild overload zone“ und der Knochenaufbau verbleibt in einem aktivierten Stadium. Sobald Körpergewicht und Muskelmasse beim jungen Erwachsenen ein mehr oder weniger gleichbleibendes Ausmaß erreichen, kann der Knochenaufbau seinen Entwicklungsrückstand aufholen. „Normale“ körperliche Aktivitäten verursachen dann Spannungsgrade im Bereich der „conservation mode“ (bei höherer körperlicher Aktivität) oder im Bereich der „disuse mode“ (bei geringerer körperlicher Aktivität). Der Knochen ist funktionell angepasst und der Knochenaufbau bzw. die „Modelingaktivität“ kann erheblich eingeschränkt werden (Frost 2001).

Turner (1999) und Turner et al. (2002) lieferten aufgrund der genannten Kritikpunkte ein zum „Mechanostat“ alternatives Konzept, welches sie „The Principle of Cellular Accomodation“ nannten. Nach diesem „gewöhnen“ sich Knochenzellen nach einer gewissen Zeit an ihr mechanisches Umfeld. Welche Mechanismen dafür verantwortlich sind, ist nicht klar. Das Modell liefert jedoch, im Gegensatz zum „Mechanostat“, eine Erklärung für die regionsspezifische Variabilität der Schwellenwerte. Beide Konzepte sind dennoch rein phänomenologisch und können der Komplexität und Multifaktoralität der funktionellen Anpassung nicht gerecht werden. Trotzdem stellt der wesentlichste Punkt, den beide Konzepte gemeinsam haben, das gegenwärtig maßgeblichste und umfassendste Paradigma der funktionellen Anpassung dar. Dies ist die Annahme eines Rückkoppelungssystems, durch welches die mechanische Belastung im Knochen auf einem optimalen Maß gehalten wird (Lanyon et al. 1982; Lanyon & Skerry 2001).

In der vorliegenden Studie, in welcher die Querschnittsgeometrie der Langknochendiaphysen im Mittelpunkt steht, ist vor allem der durch physische Belastungen induzierte Knochenaufbau von Interesse. Klinische Untersuchungen konnten zeigen, dass Sportarten wie Laufen, Radfahren oder Schwimmen geringere adaptative Auswirkungen auf die Knochen haben als Sportarten wie Tennis, Squash, Fußball oder Gewichtheben (Frost 1997b; Frost 2001; Judex & Zernicke 1997; Nordstrom, Petterson & Lorentzon 1998). Erstgenannte Sportarten steigern zwar die

Ausdauerfähigkeit des Körpers, verursachen aber keine mechanischen Belastungsgrade im Knochen, die signifikant höher liegen als die Spannungsgrade während „normaler“ körperlicher Aktivitäten. Wie bereits erwähnt, hat sich das Skelet beim gesunden Individuum an diese bereits während des Wachstums effizient angepasst. Letztere dagegen, das heißt Tennis, Squash, Fußball und Gewichtheben, kennzeichnen sich durch ruckartige und kraftvolle Bewegungen, durch welche außerordentlich hohe Spannungsgrade verursacht werden, die weit höher liegen als die alltäglich erfahrenen physischen Belastungen. Aus diesem Grund verursachen sie eine verstärkte adaptative Reaktion. Entsprechend zeigt der Marathonläufer im Vergleich zum Gewichtheber fast keine Steigerung des periostalen Wachstums. Beim Gewichtheber ist diese dagegen beachtlich groß (Frost 1997b). Die bei Tennisspielern nachweisbare, sehr hohe bilaterale Asymmetrie der Humerusdiaphysenform und -robustizität – deren Ursache in keinem Fall in systemischen Einflussfaktoren liegen kann, da eine unilaterale Beeinflussung durch letztere ausgeschlossen ist – stellt ein sehr veranschaulichendes Resultat des belastungsinduzierten Knochenaus- und -umbaus dar (Ashizawa et al. 1999; Haapasalo et al. 1996; Jones et al. 1977; Kannus, Haapasalo & Sankelo 1995). Beim Erwachsenen können also offensichtlich nur Sportarten bzw. physische Aktivitäten, die ausreichend hohe und in hohen Frequenzen auftretende Spannungen verursachen, ein gesteigertes periostales Wachstum bewirken. Wie bereits ausgeführt wurde, ist die Situation bei Kindern und Jugendlichen anders. Bei ihnen ist die mechanische Belastung das primäre Steuerungselement des Dickenwachstums.

Die ungenaue Kenntnis darüber, welche physischen Aktivitäten eine knochenaus- bzw. -umbauinduzierende Wirkung haben, hat natürlich Konsequenzen für die inhaltliche Interpretation eines physischen Belastungsmusters. Zu den in der bioarchäologischen Literatur bis dato erwähnten Aktivitäten, die für die funktionelle Anpassung bedeutsam sein könnten, gehören beispielsweise das Gehen auf rauem Untergrund, das Gehen auf bergigem Terrain (Ruff 2000a), das Heben und Tragen schwerer Lasten (Bridges, Blitz & Solano 2000), das Auswerfen schwerer Fischernetze (Fresia, Ruff & Larsen 1990), das Rudern bzw. Paddeln (Weiss 2003), das Werfen von Speeren, das Jagen mit Lanzen (Schmitt, Churchill & Hylander 2003), das Jagen und die Kriegsführung mit Pfeil und Bogen (Stirland 1993), das schnelle Beschleunigen während der Jagd (Frost 1999) sowie das Mahlen mit Reibstein und Reibwalze (Bridges 1989; Fresia, Ruff & Larsen 1990; Marchi et al. 2006). Rückschlüsse von den biomechanischen Eigenschaften eines Langknochenschafts auf spezifische Aktivitäten oder Tätigkeiten müssen aufgrund der ungenauen Kenntnis des Zusammenhangs zwischen den angesprochenen Aktivitäten und der

funktionellen Anpassung jedoch immer unter entsprechenden Vorbehalten getroffen werden. Insbesondere auf monofaktorielle Erklärungszusammenhänge sollte verzichtet werden. Dies bedeutet, dass weder eine spezifische Tätigkeit als Ursache eines morphologischen Merkmals gelten kann – denn dazu ist die Vielfältigkeit der menschlichen Tätigkeitsspektren zu groß –, noch ein morphologisches Merkmal als Beweis der Ausführung einer spezifischen Tätigkeit herangezogen werden darf.

5.6. Physisches Belastungsmuster der oberen Extremität und habituelle Aktivitäten

5.6.1. Robustizität, generelle Biegebelastung und Sexualdimorphismus

Die Maya zeichnen sich am Querschnittsbild des Humerus, im Vergleich zu den Barbingern, durch eine größere Compactafläche (CA) und ein höheres generelles Biegemoment (J) aus. Sie zeigen folglich am Oberarmknochen eine höhere Robustizität. Die Differenz zwischen den beiden Populationen ist für Männer als auch Frauen auffallend und statistisch signifikant. Es kann demnach angenommen werden, dass die Xcambóer Männer und Frauen am Humerus insgesamt einer höheren oder einer anderen physischen Belastung unterlagen als die Barbinger.

Die Robustizitätsdifferenz zwischen den beiden Geschlechtsgruppen einer Population ist im Xcambóer Kollektiv größer als im Barbinger Kollektiv. Dies bedeutet, dass die Differenz zwischen der physischen Belastung von Männern und Frauen im Oberarmbereich bei den Maya größer war. Männer zeichnen sich in der Regel grundsätzlich durch eine durchschnittlich höhere Muskelmasse und ein durchschnittlich höheres Körpergewicht aus als Frauen (Zioupou, Smith & An 2000). Wie bereits mehrfach betont, entstammen die stärksten Krafteinflüsse, welche auf die Langknochendiaphysen wirken, der Muskelaktivität. Aus diesen Gründen unterliegen Männer generell einer verhältnismäßig höheren physischen Belastung, was sich allgemein in einer Robustizitätsdifferenz zwischen Frauen und Männern ausdrückt (Hamilton 1982; Ruff 1987; Ruff & Hayes 1983b). Es wird später, gemeinsam mit den Merkmalen der unteren Extremität diskutiert, inwiefern die in dieser Arbeit festgestellte Robustizitätsdifferenz Ausdruck eines im Allgemeinen vorkommenden Sexualdimorphismus ist bzw. die Annahme einer geschlechtsspezifischen Arbeitsteilung in den beiden Populationen untermauert (Kapitel 6.8.).

5.6.2. Formvariabilität des Humerus

5.6.2.1. I_{\max} , I_{\min} und ihre mechanische Aussagekraft an der Humerusschaftmitte

Generell gilt I_{\max}/I_{\min} als Ausdruck der Diaphysenquerschnittsform. I_{\max} wird nicht in einer festgelegten anatomischen Ebene aufgenommen, sondern ist das maximalste Trägheitsmoment, das im Querschnitt gemessen werden kann. Die Lage der Trägheitsachse I_{\min} ist abhängig von der Lage von I_{\max} ; sie liegt orthogonal zu dieser. Sollen I_{\max} und I_{\min} funktionelle Aussagen über einen Knochenquerschnitt ermöglichen, so muss deren Lage im Querschnitt eine relative Konstanz aufweisen. Dies wurde an den in dieser Arbeit untersuchten Humerusquerschnitten überprüft (Abbildung 38).

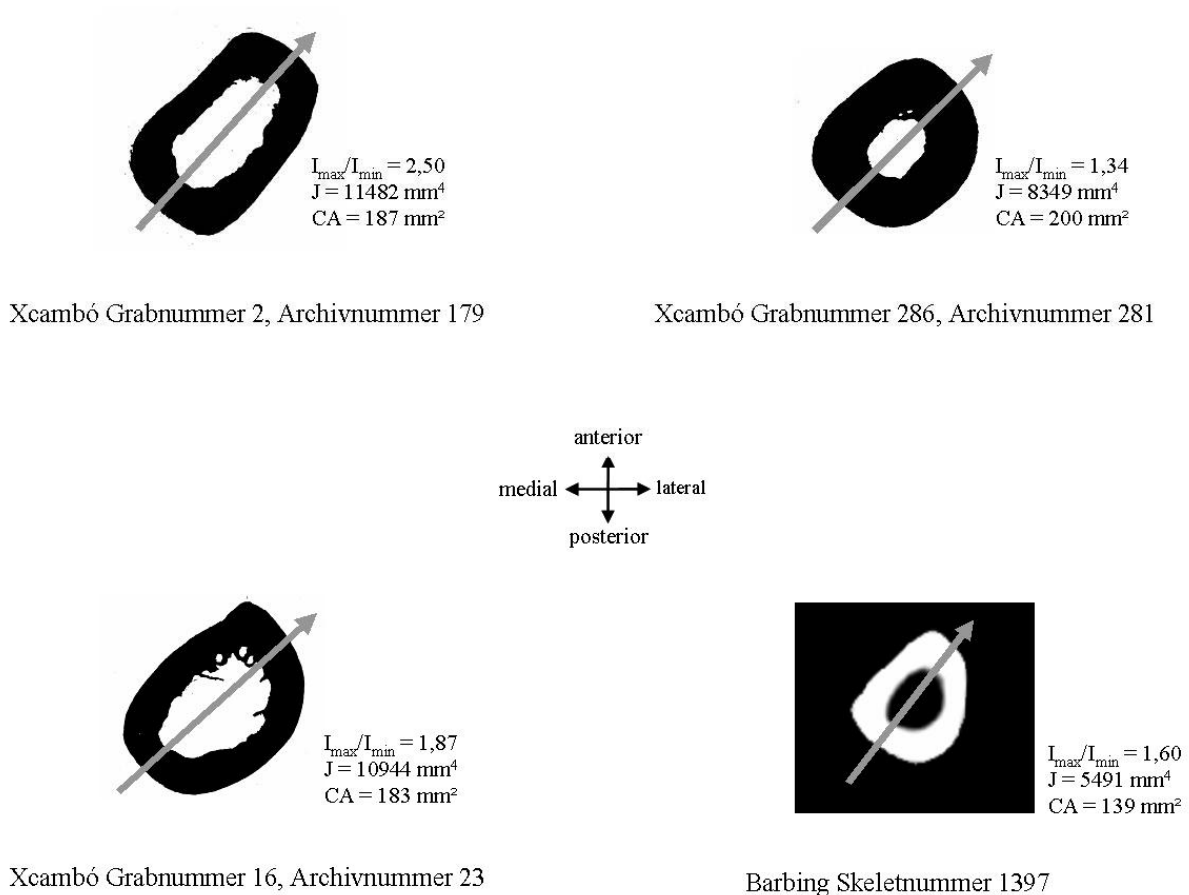


Abbildung 38: Lage von I_{\max} (grauer Pfeil) im Humerusquerschnitt ausgewählter rechter Humeri. Ansicht von proximal auf den Knochenquerschnitt.

Die Lage von I_{\max} und I_{\min} erweist sich in beiden untersuchten Stichproben als relativ stabil. An Individuen mit besonders hohen I_{\max}/I_{\min} -Werten (z.B. Individuum Xcambó Grabnummer 2, Archivnummer 179, Abbildung 38) als auch an Individuen mit besonders niedrigen I_{\max}/I_{\min} -Werten (z.B. Individuum Xcambó Grabnummer 286, Archivnummer 281, Abbildung 38) verläuft die I_{\max} -Achse stets vom postero-medialen zum antero-lateralen Sektor des Querschnitts. Die generell eher ovale Form des Humerusschafts ist die Ursache für diese konstante Lage von I_{\max} und I_{\min} , die über die gesamte Stichprobe hinweg nachgewiesen werden kann. Folglich sind mittels I_{\max}/I_{\min} nicht nur Aussagen über den generellen Grad der Rundheit des Diaphysenquerschnitts an der Schaftmitte möglich, sondern auch über die Anpassung in spezifischen anatomischen Ebenen des Knochens (Abbildung 38).

5.6.2.2. Formvariabilität und generelles Belastungsmuster des Humerus

I_{\max}/I_{\min} betreffend zeigt sich am Humerus der Xcambóer und der Barbinger Skelete eine auffallende Populationsdifferenz. In der Xcambóer Stichprobe liegt der Wert in beiden Stichproben (weibliche und männliche Individuen) deutlich höher als in den jeweiligen Stichproben der Barbinger. Die Durchschnittswerte der Xcambóer Männer und Frauen nähern sich dem Wert zwei. I_{\max} ist folglich annähernd doppelt so hoch wie I_{\min} . In der Barbinger Stichprobe liegt I_{\max}/I_{\min} bei durchschnittlich circa 1,5.

Die Abbildung 38 zeigt, dass die Achse der höchsten Biegebelastung am Humerus vom postero-medialen zum antero-lateralen Sektor des Querschnitts zieht. Grundsätzlich entwickelt sich die Biegebelastung des Humerus aus der Muskelkraft der Muskeln des Schulter- und des Ellenbogengelenks sowie dem Gewicht einer in der Hand gehaltenen Last. Der *M. biceps brachii*, der *M. brachialis* sowie der *M. triceps brachii* verursachen bei einer Kontraktion eine Zugkraft, welche eine überwiegend in antero-posteriorer Richtung wirkende Biegung des Knochenschafts herbeiführt (Rhodes & Knüsel 2005). Der *M. biceps brachii* ist vor allem beteiligt an der Beugung und Supination des Unterarms. Der *M. brachialis* ist der wichtigste Beuger des Ellenbogengelenks, während der *M. triceps brachii*, als sein Antagonist, die Streckung des Ellenbogengelenks bewirkt. Primär medio-laterale Biegekräfte werden an der Schaftmitte des Humerus durch die Krafteinwirkungen der *Pars acromialis* des *M. deltoideus* sowie des *M. coracobrachialis* verursacht (Rhodes & Knüsel 2005). Die anterioren Fasern des

M. deltoideus (Pars clavicularis) sind zuständig für die Flexion des Arms, die mittleren Fasern (*Pars acromialis*) abduzieren ihn und die posterioren Fasern (*Pars spinalis*) sind zuständig für die Extension und die Außenrotation des Arms. Der *M. coracobrachialis* wirkt vor allem auf das Schultergelenk, zum einen bei der Flexion des Arms als auch als Stützmuskel des Gelenks. Gleichzeitig ist er verantwortlich für die Adduktion des Arms und kann aus diesem Grund als Antagonist des *Pars acromialis* des *M. deltoideus* betrachtet werden. Je nach Aktivität überwiegt die antero-posteriore bzw. die medio-laterale Biegunskraft. Bei vielen Bewegungen unterliegt der Humerus aufgrund von Pro- und Supinationsbewegungen im Ellenbogengelenk, die der Muskelkraft aus dem Schultergelenk entgegenwirken, einer Torsionskraft. Die funktionelle Anpassungsreaktion auf Torsionskräfte ist die Entwicklung einer runderen Schaftform. Im Gegensatz dazu fördern Biegunskräfte die Entwicklung einer ovalen Schaftform (Ruff & Hayes 1983a).

Da die Entwicklung der Humerusdiaphysenform primär durch die funktionelle Anpassung bzw. durch mechanische Reize gesteuert wird, lässt die extrem ovale Form der Diaphyse der Xcambóer Männer und Frauen die Annahme zu, dass sie einer relativ einseitigen Kraftbeanspruchung unterlagen. Eine deutlich rundere Schaftform konnte dagegen bei den Barbingern nachgewiesen werden. Dies bedeutet, dass letztere entweder stärkeren Torsionskräften oder schwächeren Biegunskräften unterlagen als die Xcambóer.

5.6.2.3. Zusammenhang zwischen dem Beanspruchungsgrad einzelner Muskeln und der Entwicklung der Diaphysenform

Um zu prüfen, ob ein Zusammenhang zwischen dem Beanspruchungsgrad einzelner Muskeln und der Entwicklung der Diaphysenform besteht, wurden Korrelationen zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an den Armknochen berechnet. Ist die Formdifferenz zwischen den Maya und der germanischen Population das Resultat des unterschiedlichen Gebrauchs spezifischer Muskeln, so sind populationsspezifische Korrelationen zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen zu erwarten. Die besonders ovale Schaftform der Maya deutet darauf hin, dass bei ihnen eine hohe Korrelation der biomechanischen Variablen mit den Muskeln, die eine überwiegend in antero-posteriorer

Richtung wirkende Biegung des Knochenschafts verursachen, vorliegt. Bei den Barbingern ist dagegen diesbezüglich ein schwächerer Verhältniszusammenhang zu erwarten. Die entsprechenden Verhältniszusammenhänge wurden über eine Berechnung des Spearmanschen Korrelationskoeffizienten getestet.

In den folgenden vier Tabellen (Tabelle 38 bis 41) sind die Ergebnisse dieses statistischen Tests aufgeführt. In den Test wurde jeweils nur für die rechte Körperseite einbezogen.

Tabelle 38: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität der Männer von Xcambó

	n	CA	I _{max}	I _{min}	I _{max} /I _{min}	J
<i>Lig. costoclaviculare</i>	26	-,0048 ,0815	-0,086 0,675	-0,102 0,622	-0,032 0,877	-0,096 0,640
<i>M. latissimus dorsi, M. teres major</i>	31	,0142 ,0447	-0,048 0,798	-0,070 0,709	-0,027 0,884	-0,056 0,765
<i>M. pectoralis major</i>	30	-0,028 0,884	-0,207 0,273	-0,164 0,385	-0,109 0,568	-0,209 0,267
<i>M. deltoideus</i>	32	0,047 0,799	0,124 0,498	0,063 0,731	0,184 0,313	0,072 0,696
Flexoren	23	-0,040 0,855	0,028 0,899	-0,023 0,918	0,135 0,539	-0,016 0,941
Extensoren	23	-0,079 0,721	-0,069 0,753	-0,147 0,504	0,006 0,980	-0,096 0,662
<i>M. biceps brachii</i>	25	-0,561** 0,004	-0,607** 0,001	-0,485* 0,014	-0,337 0,099	-0,537** 0,006
<i>M. pronator teres</i>	24	-0,070 0,747	-0,036 0,868	-0,004 0,986	-0,108 0,614	0,035 0,871
<i>M. pronator quadratus</i>	26	-0,277 0,170	-0,127 0,535	-0,222 0,276	0,228 0,262	-0,153 0,456
<i>M. triceps brachii</i>	25	-0,211 0,311	-0,327 0,110	-0,322 0,117	-0,328 0,110	-0,345 0,091
<i>M. brachialis</i>	29	-0,052 0,787	-0,134 0,488	-0,104 0,591	-0,172 0,371	-0,145 0,454
<i>M. supinator</i>	29	0,107 0,581	0,231 0,227	0,147 0,446	0,189 0,325	0,138 0,477

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. n = Anzahl der Individuen. Die Ergebnisse sind folgendermaßen aufgelistet: die obere Zeile bezüglich eines Merkmals zeigt den Korrelationskoeffizienten (Spearman's Rho), die untere Zeile zeigt das statistische Signifikanzniveau (zweiseitiger Test). Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant) ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant). Signifikante Korrelationen sind dick gedruckt.

Bei den Männern von Xcambó liegt eine signifikante Korrelation zwischen CA, I_{max}, I_{min} und J und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der Ansatzstelle des *M. biceps brachii* vor (Tabelle 38). Der *M. biceps brachii* zählt zu den Muskeln, die eine überwiegend in antero-posteriorer Richtung wirkende Biegekraft im Humerus verursachen. Bei den Frauen von Xcambó lässt sich eine signifikante Korrelation zwischen CA, I_{max}, I_{min} und J und dem Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der Ansatzstelle des *M. pectoralis*

nachweisen. Der Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an den Ansatzstellen von *M. deltoideus*, *M. pronator quadratus*, *M. brachialis* sowie *M. supinator* korreliert signifikant mit der Höhe von I_{\max} , I_{\min} und J (Tabelle 39). Damit ist in der Stichprobe der weiblichen Individuen der Verhältniszusammenhang zwischen dem Grad der Veränderungen an den Muskelansatzstellen, die zum einen eine überwiegend antero-posteriore (*M. brachialis*) Biegung, zum anderen eine überwiegend medio-laterale Biegung (*Tuberositas deltoidea*) der Diaphyse verursachen, und den biomechanischen Variablen, besonders hoch.

Tabelle 39: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität der Frauen von Xcambó

	n	CA	I_{\max}	I_{\min}	I_{\max}/I_{\min}	J
<i>Lig. costoclaviculare</i>	17	0,077	0,428	0,252	0,115	0,319
		0,768	0,086	0,329	0,659	0,211
<i>M. latissimus dorsi</i> , <i>M. teres major</i>	23	0,120	0,260	0,329	-0,048	0,297
		0,586	0,230	0,125	0,826	0,168
<i>M. pectoralis major</i>	23	0,493*	0,559**	0,627**	-0,321	0,595**
		0,017	0,006	0,001	0,136	0,003
<i>M. deltoideus</i>	24	0,244	0,521**	0,468*	0,128	0,505*
		0,251	0,009	0,021	0,552	0,012
Flexoren	15	0,009	0,470	0,397	-0,014	0,420
		0,974	0,077	0,143	0,961	0,119
Extensoren	18	-0,034	0,238	0,265	-0,054	0,201
		0,895	0,342	0,289	0,833	0,424
<i>M. biceps brachii</i>	14	0,260	0,482	0,442	0,002	0,397
		0,369	0,081	0,113	0,994	0,160
<i>M. pronator teres</i>	19	0,076	0,334	0,353	-0,016	0,332
		0,758	0,162	0,139	0,949	0,164
<i>M. pronator quadratus</i>	14	0,427	0,610*	0,647*	-0,055	0,647*
		0,128	0,020	0,012	0,851	0,012
<i>M. triceps brachii</i>	16	0,041	0,287	0,424	-0,260	0,287
		0,880	0,281	0,102	0,331	0,281
<i>M. brachialis</i>	19	0,407	0,525*	0,515*	0,035	0,486*
		0,083	0,021	0,024	0,885	0,035
<i>M. supinator</i>	20	0,371	0,603**	0,548*	0,041	0,603**
		0,108	0,005	0,012	0,863	0,005

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. n = Anzahl der Individuen. Die Ergebnisse sind folgendermaßen aufgelistet: die obere Zeile bezüglich eines Merkmals zeigt den Korrelationskoeffizienten (Spearman's Rho), die untere Zeile zeigt das statistische Signifikanzniveau (zweiseitiger Test). Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant) ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant). Signifikante Korrelationen sind dick gedruckt.

Bei den Barbingern zeigt sich eine signifikante Korrelation zwischen dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der Ansatzstelle des *M. deltoideus* und der Höhe von CA, I_{\max} , I_{\min} und J in der Stichprobe der männlichen Individuen sowie I_{\max} , I_{\max}/I_{\min} und J in der Stichprobe der weiblichen Individuen (Tabelle 40 und Tabelle 41). Der an der *Tuberositas deltoidea* ansetzende *M. deltoideus* (*Pars acromialis*) bewirkt vor allem eine medio-laterale Biegung des Knochenschafts.

Tabelle 40: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität der Männer von Barbing

	n	CA	I _{max}	I _{min}	I _{max} /I _{min}	J
<i>Lig. costoclaviculare</i>	18	-0,028 0,912	0,165 0,514	0,162 0,520	0,014 0,957	0,213 0,397
<i>M. latissimus dorsi, M. teres major</i>	20	0,093 0,696	0,349 0,132	0,075 0,754	0,550* 0,012	0,222 0,347
<i>M. pectoralis major</i>	20	-0,100 0,676	0,034 0,886	0,244 0,299	-0,385 0,094	0,166 0,484
<i>M. deltoideus</i>	21	0,734** 0,000	0,705** 0,000	0,695** 0,000	0,213 0,353	0,752** 0,000
Extensoren	7	0,075 0,873	0,561 0,190	0,187 0,688	0,281 0,542	0,412 0,359
<i>M. biceps brachii</i>	16	-0,101 0,710	-0,042 0,877	0,141 0,604	-0,178 0,509	0,023 0,931
<i>M. pronator teres</i>	7	-0,579 0,174	-0,926** 0,003	-0,347 0,445	-0,617 0,140	-0,733 0,061
<i>M. pronator quadratus</i>	8	0,476 0,234	-0,150 0,723	-0,100 0,814	0,050 0,906	-0,150 0,723
<i>M. brachialis</i>	12	0,391 0,208	0,329 0,296	0,303 0,339	0,228 0,476	0,419 0,175
<i>M. supinator</i>	12	-0,055 0,866	0,369 0,237	0,196 0,541	0,271 0,393	0,369 0,237

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. n = Anzahl der Individuen. Die Ergebnisse sind folgendermaßen aufgelistet: die obere Zeile bezüglich eines Merkmals zeigt den Korrelationskoeffizienten (Spearman's Rho), die untere Zeile zeigt das statistische Signifikanzniveau (zweiseitiger Test). Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant) ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant). Signifikante Korrelationen sind dick gedruckt. Nicht-aufgeführte Muskeln entfallen aufgrund einer zu geringen Stichprobengröße ($n < 5$).

Tabelle 41: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität der Frauen von Barbing

	n	CA	I _{max}	I _{min}	I _{max} /I _{min}	J
<i>Lig. costoclaviculare</i>	11	0,764** 0,006	-0,065 0,849	-0,100 0,769	0,115 0,736	-0,080 0,815
<i>M. latissimus dorsi, M. teres major</i>	13	0,206 0,499	0,063 0,839	0,140 0,649	-0,003 0,993	0,154 0,616
<i>M. pectoralis major</i>	13	0,510 0,075	-0,085 0,784	0,000 1,000	-0,085 0,784	-0,042 0,891
<i>M. deltoideus</i>	14	0,335 0,242	0,669** 0,009	0,375 0,186	0,594* 0,025	0,643* 0,013
<i>M. biceps brachii</i>	11	0,007 0,983	0,059 0,864	0,015 0,966	0,132 0,698	0,147 0,666
<i>M. pronator teres</i>	9	0,106 0,786	0,211 0,586	0,264 0,493	0,000 1,000	0,369 0,329
<i>M. pronator quadratus</i>	6	0,309 0,552	-0,247 0,637	-0,247 0,637	-0,278 0,594	-0,247 0,637
<i>M. triceps brachii</i>	5	0,544 0,343	0,354 0,559	0,354 0,559	-0,354 0,559	0,354 0,559
<i>M. brachialis</i>	6	0,508 0,304	0,794 0,059	0,706 0,117	0,324 0,531	0,794 0,059
<i>M. supinator</i>	7	0,510 0,243	0,289 0,530	0,289 0,530	0,433 0,332	0,289 0,530

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. n = Anzahl der Individuen. Die Ergebnisse sind folgendermaßen aufgelistet: die obere Zeile bezüglich eines Merkmals zeigt den Korrelationskoeffizienten (Spearman's Rho), die untere Zeile zeigt das statistische Signifikanzniveau (zweiseitiger Test). Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant) ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant). Signifikante Korrelationen sind dick gedruckt. Nicht-aufgeführte Muskeln entfallen aufgrund einer zu geringen Stichprobengröße ($n < 5$).

Die Annahme populationsspezifischer Korrelationen zwischen dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an spezifischen Muskelansatzstellen der oberen Extremität und den Variablen der biomechanischen Analyse kann mit den vorliegenden Ergebnissen untermauert werden. Damit wird auch die These gestützt, die Hauptursache der Entwicklung der unterschiedlichen Schaftformen läge in einer populationsspezifischen physischen Belastung und nicht in anderen, nicht-mechanischen Einflussfaktoren.

5.6.3. Die populationsspezifischen Belastungsmuster und habituelle Aktivitäten

Die obere Extremität ist beim erwachsenen Menschen vollständig von der Lokomotionsfunktion befreit. Ihre Bewegungs- und Einsatzmöglichkeiten sind besonders vielfältig. Die Interpretation eines Belastungsmusters ist deswegen schwierig. Eine der grundsätzlichsten physischen Belastungen der oberen Extremität stellt das Heben schwerer Lasten vom Boden und das Tragen derselben am Körper dar (Bridges, Blitz & Solano 2000; Ledger et al. 2000). Beim Heben wird durch den *M. biceps brachii*, den *M. brachialis* sowie den *M. brachioradialis* eine Zugkraft verursacht. Diese entsteht während der Beugung des Ellenbogengelenks und verursacht eine antero-posteriore Biegung des Humerus (Dutour 1986; Kennedy 1989). Auch der *M. pectoralis major* wird beim Heben und insbesondere beim Tragen vor der Brust stark beansprucht (Binder, Uerpmann & Henke 2005; Galera & Garralda 1993). Die Maya benutzten zum Tragen schwerer Lasten das „mecapal“, eine Art Stirnband, welches Lasten auf dem Rücken hält. Auch wurden – vor allem von Frauen – Lasten mit Hilfe von Riedringen auf dem Kopf getragen (Hammond 1982). Beide Transportweisen belasten insbesondere die Halswirbelsäule. Entsprechend konnte bei den Xcambóer Männern und Frauen eine hohe Häufigkeit degenerativer Gelenkveränderungen an der Halswirbelsäule nachgewiesen werden (Hurtado Cen 2004). Aufgrund des Fehlens von Zugtieren und Karren oder Kutschen war das Tragen von Lasten für die Männer insbesondere im Rahmen der Handelsaktivitäten an der Siedlung unabdingbar und verursachte insgesamt eine sehr hohe physische Belastung. Diese lag, darauf deutet die höhere Robustizität der Maya, vermutlich wesentlich höher als die der Barbinger. Letztere besaßen Zugtiere und Wagen, mit deren Hilfe schwere Waren befördert werden konnten (von den Driesch & Boessneck 1988). Dies darf jedoch nicht darüber hinwegtäuschen, dass auch die Barbinger durch das Heben und Tragen von Lasten einer hohen physischen Belastung unterlagen. Es handelt sich um eine so grundlegende menschliche Tätigkeit, dass sie

insbesondere in einer frühgeschichtlichen Population nicht wegzudenken ist (Bridges, Blitz & Solano 2000). Die deutlich geringere Robustizität und rundere Schaftform der Barbinger lässt jedoch die Annahme zu, dass ihre Belastung insgesamt schwächer war. Was bei den Barbinger nicht üblich war, ist das Tragen von Gegenständen auf dem Kopf oder auf dem Rücken (Galera & Garralda 1993). Das Tragen von schweren Gegenständen spielte unter anderem auch bei der Heranschaffung von Baumaterial für Häuser oder andere Bauwerke eine entscheidende Rolle. Die Maya bauten Wohnhäuser sowie große, mit administrativen oder zeremoniellen Zwecken verbundene Bauwerke im Zentrum der Siedlung (Sierra Sosa 1999b). Im Verlauf des Übergangs von der frühen klassischen zur späten klassischen Epoche wurden fast alle zentralen Bauwerke der Siedlung durch neue, größere Gebäude überbaut. Vermutlich beteiligten sich alle Männer der Siedlung über viele Generationen hinweg an der Konstruktionstätigkeit. Das Baumaterial schlugen die Maya aus Steinbrüchen heraus und brachten große Brocken anschließend mit Steinäxten in Form. Diese Beschäftigung ist besonders belastend für die Arme. Die Barbinger nutzten zur Errichtung von Wohnhäusern und Ställen ausschließlich Holz und Lehm (Geisler 1983).

Weiterhin waren die Maya durch die Fortbewegung auf Wasserwegen einer höheren Belastung der oberen Extremität ausgesetzt. Das Kanu war das bedeutendste Fortbewegungs- und Transportmittel der Maya, insbesondere da sie das Rad nicht nutzten. Ihre Kanus schnitzten sie aus Zedernholz oder anderen Harthölzern (Sierra Sosa 2004). Sie wurden mit einblättrigen Paddeln vorangetrieben und trugen circa 25 Personen, die während des Paddelns in einer einseitigen Kniestellung im Boot saßen (McKillop 2005). Beim Paddeln wird der Humerus aus dem Schultergelenk heraus kraftvoll von vorne nach hinten bewegt. Am dominanten Arm werden während der Paddelbewegung vor allem der *M. latissimus dorsi*, der *M. triceps brachii*, der *M. pectoralis major* sowie der *M. deltoideus* beansprucht. *M. pectoralis major*, *M. teres major* und *M. latissimus dorsi* werden benötigt, um das Paddel kraftvoll durch das Wasser zu ziehen. Das *Lig. costoclaviculare* sorgt, laut Binder et al. (2005), während dieser schnellen und repetitiven Bewegung des Arms für den notwendigen Halt im Schultergelenk. Der *M. deltoideus* wird vor allem beim Herausheben des Paddels aus dem Wasser kontrahiert. Für die synchron notwendige Beugung und Streckung des Ellenbogengelenks sind vor allem der *M. biceps brachii* und der *M. brachioradialis* (Beugung) sowie der *M. triceps brachii* (Streckung) verantwortlich (Molnar 2006). Da Barbing im Landesinneren liegt, war die Fortbewegung auf Wasserwegen bei ihnen unbedeutend.

Stock und Pfeiffer (2004) verglichen in einer Studie die biomechanischen Eigenschaften einer südafrikanischen spätsteinzeitlichen Inlandpopulation (8 000 - 6 000 v. Chr.) und einer indigenen Population der Andaman Inseln (19. Jahrhundert). Die Autorinnen stellten fest, dass die obere Extremität der Küstenpopulation deutlich robuster war als die der Inlandpopulation. Dies führten sie darauf zurück, dass zur Nutzung mariner Nahrungsressourcen entweder das Schwimmen oder das Paddeln erforderlich ist, das heißt Aktivitäten, die eine besonders hohe mechanische Belastung der oberen Extremität herbeiführen. Im Gegensatz dazu fanden sie bei der steinzeitlichen Inlandpopulation eine deutlich höhere Robustizität der unteren Extremität. Diese führten sie auf eine erhöhte Mobilität während der Jagd sowie die rauen Bodenbedingungen des Siedlungsgebiets zurück. Bei den beiden hier untersuchten Populationen handelt es sich im Gegensatz zu Stock und Pfeiffers Skeletserien nicht um Jäger-Sammler-Populationen, sondern um sesshafte Ackerbauern. Es lässt sich jedoch, ähnlich wie in der Arbeit von Stock und Pfeiffer (2004), bei den küstenbewohnenden Maya eine deutlich höhere physische Belastung der oberen Extremität feststellen. Es ist dennoch fraglich, ob die hier nachgewiesene Robustizitätsdifferenz tatsächlich primär auf die für küstenbewohnende Kollektive typischen Aktivitäten zurückzuführen sind. Möglicherweise muss man stattdessen zusätzlich erneut auf die Tatsache zurückkommen, dass die Maya keine Nutztiere hielten und das Rad nicht einsetzten, und dennoch an der Siedlung kontinuierlich prunkvolle steinerne Bauwerke errichteten. Gemeinsam mit der Tätigkeit des Paddelns kann damit die Differenz in der Gesamtbelastung der beiden Populationen ausreichend erklärt werden.

Besonders kraftfordernde Tätigkeiten, die durch die Männer von Barbing ausgeübt wurden, sind das Pflügen mit dem Hakenpflug und das Dreschen (Prinz 2003). Während diesen Tätigkeiten wird der gesamte Körper, insbesondere aber die obere Extremität beansprucht. Beim Pflügen lastet eine besonders hohe Belastung auf dem *M. pectoralis major* sowie auf dem *M. latissimus dorsi*. Der Pflug muss mit nach vorne geneigten Schultern aus dem Boden herausgezogen bzw. senkrecht in die Erde gedrückt werden. Dabei wird auch das *Lig. costoclaviculare*, welches eine Verschiebung des *Articulatio sternoclavicularis* verhindert, stark beansprucht (Galera & Garralda 1993). Beim Dreschen wird der hölzerne Dreschflegel, der in der Regel mit beiden Händen gehalten wird, durch eine schwungvolle Bewegung über dem Kopf kraftvoll auf den Boden geschlagen. Auf diese Weise werden die Getreidekörner aus den Ähren gedrückt. Auch während dieser Tätigkeit werden alle Arm- und Schultermuskeln stark beansprucht, insbesondere jedoch die *Pars acromialis* des *M. deltoideus*, die eine wesentliche Rolle bei der Abduktion des

Arms spielt. *M. teres major* und *M. latissimus dorsi* bewirken dagegen die Retroversion des Arms, ebenfalls eine entscheidende Bewegung beim Dreschen. Nicht zuletzt unterliegen auch die Beuger und Strecker des Ellenbogengelenks einer hohen Belastung. Trotz dieser Tätigkeiten deutet die festgestellte Robustizitäts- und Formdifferenz darauf hin, dass die physische Gesamtbelastung der Barbinger weit unterhalb der physischen Gesamtbelastung der Xcambóer lag.

Wie in den Kapiteln 3.1.1. und 3.1.2. bereits erwähnt, wurde von den Männern der beiden untersuchten Populationen gelegentlich gejagt. Das weite Werfen von Gegenständen erzeugt im Wurfarm in erster Linie Torsionskräfte. Diese resultieren unter anderem aus der Aktivität des *M. pectoralis major*, des *M. latissimus dorsi*, des *M. teres major*, des *M. infraspinatus* sowie des *M. subscapularis*. Diese drei großen, am proximalen Anteil des Humerus ansetzenden Muskeln, verursachen eine nach innen gerichtete Rotationskraft am distalen Humerusende (Schmitt, Churchill & Hylander 2003). Der Unterarm wird in der Anfangsphase des Werfens supiniert, anschließend ist eine Hyperextension im Ellenbogengelenk erforderlich. Besonders beansprucht wird dabei unter anderem der *M. supinator* (Binder, Uerpmann & Henke 2005; Kennedy 1989). Im Gegensatz zum Werfen einer Distanzwaffe verursacht der Gebrauch einer Stoßwaffe, z.B. einer Lanze, im Humerus starke Biegemomente in der Sagittalebene. Der proximale Anteil des *M. pectoralis major* (*Pars clavicularis*) und der vordere Anteil des *M. deltoideus* (*Pars clavicularis*) ziehen das proximale Ende des Knochens nach vorne, während der Widerstand des getroffenen Gegenstandes als nach hinten gerichtete Kraft (über die Lanze und den Vorderarm) auf die distale Humerusschafthälfte wirkt. Daraus resultiert eine hohe Biegekraft in antero-posteriorer Richtung (Schmitt, Churchill & Hylander 2003). Die Jagd mit Pfeil und Bogen resultiert laut einiger Autoren in einer reduzierten Seitendifferenz, da die beiden Arme beim Spannen des Bogens gleichförmig belastet werden (Bridges 1989; Fresia, Ruff & Larsen 1990; Stirland 1993). Im Falle der Maya war die Jagd anderen Möglichkeiten der Proteinanreicherung des Speiseplans – insbesondere dem Fischfang – untergeordnet. Da sie jedoch kein Vieh hielten, war sie die einzige Möglichkeit, größere Mengen an Fleisch herbeizuschaffen. Für die Jagd auf Großwild nutzten die Maya primär das „Atlatl“, eine Speerschleuder (Wilhelmy 1989). Auch Pfeil und Bogen wurden vereinzelt eingesetzt. Für die Jagd auf Kleinwild nutzten sie Blasrohre oder Fallen. Germanische Jäger nutzten dagegen Wurfspeere, Stoßlanzen sowie ebenfalls Pfeil und Bogen (Wischmann 1980). Es ist davon auszugehen, dass die Barbinger äußerst selten jagten, da sämtliche Jagdreviere in der damaligen Zeit dem Landadel gehörten. Zudem deckten

die Barbinger ihren Proteinbedarf über die Haltung und Schlachtung von Vieh. Der Anteil der physischen Belastung, der aus der Jagdaktivität resultierte, ist in den beiden untersuchten Populationen als gering einzuschätzen.

Eine primär von Frauen ausgeübte, kraftfordernde Tätigkeit, die nachweislich eine besonders geringe Seitendifferenz der beiden Arme verursacht, ist das Mahlen von Getreide und das Zerkleinern anderer Lebensmittel auf dem Reibstein (Gervais & Calgua 2001). Diese wurde nur von den Frauen der Maya verrichtet, während die Frauen von Barbing durch die Erfindung der Drehmühle von dieser Arbeit befreit waren (Brunner 1988; Küster 1988). Während dem Mahlen mit Reibstein und Reibwalze wird der ganze Körper stark belastet, primär jedoch die Schultern und die Arme. Es wird ein hoher Druck auf die Reibwalze ausgeübt, während diese auf dem Reibstein von hinten nach vorne und wieder zurück geführt wird. Als Folge dieser Tätigkeit, so Hurtado Cen (2004), lag die Häufigkeit degenerativer Veränderungen am Ellenbogengelenk bei den Frauen von Xcambó höher als bei den Männern. Die hohe Robustizität und äußerst ovale Schaftform der Mayafrauen ist gewiss zum Teil auch auf diese Tätigkeit zurückzuführen.

Die Liste der bisher beschriebenen Tätigkeiten ist, bedenkt man die Differenziertheit des menschlichen Verhaltens, mit Sicherheit nicht vollständig. Sie beschränkt sich zum einen auf die Tätigkeiten, die bekanntermaßen (beispielsweise belegt durch die Ikonographie oder archäologische Artefakte) von den Maya bzw. der germanischen Population ausgeführt wurden, und zum anderen auf Tätigkeiten, welche den benötigten Kraftaufwand sowie die Ausführungsart (repetitive physische Belastung) betreffend, für die funktionelle Anpassung relevant sein könnten (vgl. Kapitel 6.5.).

5.6.4. Möglicher Einfluss durch nicht-mechanische Faktoren auf die Knochenstruktur

Ein Einfluss durch andere, nicht-mechanische Faktoren auf die Entwicklung der sehr signifikanten Populationsdifferenz in der Humerusschaftform zwischen den Xcambóern und den Barbingern kann nicht völlig ausgeschlossen werden. Die Tatsache, dass die Form in der Stichprobe der männlichen als auch der weiblichen Individuen sowie an beiden Seiten, das heißt am dominanten und am nicht-dominanten Arm, in den beiden Populationen jeweils fast gleich ist, verweist auf die Möglichkeit einer genetischen Populationsdifferenz. Bis heute weiß man

sehr wenig über das Ausmaß der genetischen Determination der Diaphysenform. Neuere Studien weisen darauf hin, dass dieses relativ gering ist. Volkman et al. (2003) untersuchten in diesem Zusammenhang die Wirkung neunundneunzig verschiedener Gene auf die Entwicklung des kompakten Knochens und der Diaphysenform bei Mäusen. Nur für vierzehn dieser Genloki konnten sie einen Zusammenhang mit der Diaphysenentwicklung nachweisen. Letztendlich sind, so die Autoren, nur 8,2-21,7% der Querschnitseigenschaften eines Langknochens durch genetische Determinanten zu erklären. Der Einfluss einzelner Gene kann dabei sehr unterschiedlicher Natur sein. Einige Gene beeinflussen die Knochengröße und -form direkt durch die Steuerung der Aktivität von Osteoblasten und Osteoklasten. Andere bestimmen die Entwicklung indirekt mit, beispielsweise durch eine Determinierung des Körpergewichts und der Muskelmasse.

Weitere Hinweise auf das Ausmaß der genetischen Determination geben auch Studien an Skeketserien. Bei der Untersuchung der Robustizität australischer Aboriginies stellte Collier (1989) fest, dass sich letztere durch deutlich grazilere Femora auszeichnen als beispielsweise Eskimopopulationen, rezente Bewohner der Vereinigten Staaten und indianische Arikarapopulationen, obwohl die physische Belastung der Aboriginies mit Sicherheit sehr hoch war. Der Autor geht aus diesem Grund davon aus, dass ein Zusammenhang der Robustizität mit genetischen Faktoren stärker wahrscheinlich ist als ein Zusammenhang mit Unterschieden in den Aktivitätsmustern. In einer anderen Studie wies Wescott (2006) bei einer Reihe prähistorischer, historischer und moderner nordamerikanischer Populationen aus unterschiedlichen geographischen Regionen im Verlauf der letzten 150 Jahre eine signifikante Steigerung des anhand externer Maße ermittelten Femurdiaphysenindex, der ein relatives Maß der Untersuchungsvariable I_x/I_y darstellt, nach. Der Autor stellte folglich eine Steigerung der antero-posterioren Biegekraft fest. Diese trat vor allem in der weiblichen Bevölkerung auf. Bedenkt man die Entwicklung der Transportmittel im entsprechenden Zeitraum, so ist es schwierig, eine Erklärung für diese Entwicklung zu finden. Vermutlich, so der Autor, spielen auch hier genetische Faktoren eine Rolle. Lovejoy et al. (2003) gehen davon aus, dass die Langknochendiaphysenform primär genetisch determiniert wird. Nach Ansicht der Autoren sind die Differenzen, die in biomechanischen Studien herausgestellt werden, das Resultat von Populationsdifferenzen im Ablauf der Ontogenese. Sie nehmen einen Zusammenhang zwischen der Diaphysenform und der genetisch festgelegten Form des während des Längenwachstums des Knochens entstehenden Fugenknorpels (vgl. Kapitel 2.2.1.) an. Offensichtlich ist die genetische

Determination der Langknochendiaphysenform Teil einer komplexen, bis dato noch weitgehend unverstandenen Genetik-Umwelt-Interaktion (vgl. auch Lovejoy et al. 2003). Weitere Studien, beispielsweise an mit den Xcambóern oder den Barbingern näher verwandten Populationen sind notwendig, um das Ausmaß der genetischen Determination der Humerusschaftform genauer verfolgen zu können.

Schwierig einzuschätzen sind auch Unterschiede, die durch ein unterschiedlich hohes Alter bei der beruflichen Eingliederung verursacht werden könnten. Die Diaphyse ist insbesondere in den ersten zwanzig Lebensjahren funktionell anpassungsfähig (Bass et al. 2002; Pearson & Lieberman 2004; Ruff 1994a). Die Schaftform wird folglich überwiegend durch die Aktivität in dieser Lebensphase determiniert (Kontulainen et al. 2002). Ob, und zu welchem Ausmaß auch ein erwachsener Langknochen durch ein periostales Wachstum funktionell anpassungsfähig ist, wird kontrovers diskutiert. Wäre der Knochen nur im kindlichen und jugendlichen Alter funktionell anpassungsfähig, so hätte dies jedoch gravierende Konsequenzen für die inhaltliche Interpretation bioarchäologischer Studien der Querschnittsgeometrie von Langknochen. Langzeitstudien an Tennisspielern oder Sportlern ähnlicher Sportarten zeigen jedoch, dass sich auch beim Erwachsenen ein periostales Wachstum nachweisen lässt. Kontulainen et al. (2002) untersuchten zwei verschiedene Altersgruppen von Sportlern verschiedener Schlägersportarten (Tennis, Squash, Badminton). Für diese berechneten sie am Humerus die durchschnittliche Asymmetrie eines Kraftindexes, durch welchen J (das generelle Biegemoment eines Knochenschafts, vgl. Kapitel 4.3.1.) und die Knochendichte berücksichtigt werden. Bei Individuen, die mit einem präpubertären Durchschnittsalter von 10 Jahren mit der jeweiligen Sportart begannen, konnten die Autoren im Alter von 26 Jahren eine prozentuale Seitendifferenz von durchschnittlich 26% nachweisen. Bei Individuen, die mit einem postpubertären Durchschnittsalter von 26 Jahren mit der Sportart begannen, also nach dem Ende der Wachstumsphase, wiesen sie im Alter von 44 Jahren eine Asymmetrie von 11% nach. Im Gegensatz dazu lag die Asymmetrie in einer Kontrollgruppe, deren Individuen keine entsprechende Sportart betrieben, bei nur 4%. Ruff et al. (1994b) und Trinkaus et al. (1994) überarbeiteten in diesem Zusammenhang die von Jones et al. (1977) untersuchten Daten von Tennisspielern, bei denen eine Asymmetrie des generellen Biegemoments J von durchschnittlich 57% festgestellt wurde. Interessanterweise stellte sich heraus, dass das Individuum, welches am spätesten mit der Sportart begann (mit 19 Jahren) eine relativ hohe prozentuale Seitendifferenz von 31% aufwies. Die erwähnten Studien beweisen, dass die Anpassungsreaktion bei Kindern

und Jugendlichen zwar schneller vor sich geht, und aus diesem Grund ein größeres Ausmaß erreichen kann, jedoch auch beim Erwachsenen eine signifikante Steigerung der mechanischen Belastbarkeit durch formative Prozesse am Periost möglich ist (vgl. dazu auch Martin & Atkinson 1977; Ruff & Hayes 1983b; Ruff, Holt & Trinkaus 2006; Ruff, Walker & Trinkaus 1994).

Eine weitere, besonders informative Studie zur Altersabhängigkeit der funktionellen Anpassung lieferten Bass et al. (2002). Die Autoren untersuchten die Intensität der Anpassungsreaktion bei prä-, peri- und postpubertären Tennisspielerinnen in einer Längsschnittstudie. An den Humeri vorpubertärer Spielerinnen stellten sie am Spielerarm ein erhöhtes periostales Wachstum fest. Gleichzeitig ließ sich bei ihnen eine Erweiterung der Knochenmarkröhre nachweisen. Eine entsprechende Entwicklung zeigte sich an der Schaftmitte als auch an der distalen Hälfte des Humerus. Insgesamt resultierte daraus eine Vergrößerung der Compactafläche und eine Verlagerung des Materials von der Knochenachse weg, wodurch sich die generelle Biegebelastbarkeit (J) des Knochens erhöhte. Bei den peri- bzw. postpubertalen Mädchen zeigte sich eine andere Anpassungsreaktion. An den beiden untersuchten Knochenregionen ließ sich eine fortwährende periostale Expansion nachweisen. An der Schaftmitte konnte zudem, wie auch bei den präpubertären Sportlerinnen, eine erhöhte endostale Resorption festgestellt werden. An der distalen Humerushälfte war dies jedoch nicht der Fall. Hier ließ sich anstelle einer endostalen Resorption eine im Vergleich zum Kontrollarm erhöhte endostale Formation nachweisen, die in ihrem quantitativen Ausmaß dem des periostalen Wachstums entsprach. Bass et al. konnten mit dieser Studie festhalten, dass erstens nicht nur das quantitative Ausmaß des appositionellen Wachstums, sondern auch die Oberfläche (Periost bzw. Endosteum), an welcher die Anpassungsreaktion ihr intensivstes Ausmaß erreicht, altersabhängig ist¹⁹. Zweitens variiert die Anpassungsreaktion zwischen dem distalen, dem mittleren und dem proximalen Sektor des Knochenschafts. Offensichtlich reift der distale Anteil eines Langknochens schneller als die Schaftmitte. Die Regionsspezifität der Anpassungsreaktionen wurde auch von anderen Autoren beschrieben (vgl. z.B. Specker 2006). Die genauen Gründe für den altersabhängigen Unterschied in der Sensibilität der Knochenoberflächen sind bislang nicht bekannt. Möglicherweise, so Pearson und Liebermann (2004), spielen dabei hormonelle Einflüsse eine wichtige Rolle.

¹⁹ Auch die Stelle des stärksten Materialverlusts in Folge von Lähmungen, Schwerelosigkeit oder anders verursachten Inaktivitätsphasen variiert Studien zufolge regionsspezifisch mit dem Lebensalter. Bei Kindern und Jugendlichen liegt der aus der fehlenden physischen Belastung resultierende Knochenverlust primär periostal, während bei Erwachsenen vor allem endostal Knochen abgebaut wird (Jaworski, Liskova-Kiar & Uthoff 1980).

Bedauerlicherweise wurden von Bass et al. (2002) keine Individuen untersucht, die erst nach der Pubertät oder noch später mit der Sportart begannen, so dass die Studie keine spezifischeren Informationen über die Anpassungsfähigkeit der Langknochen erwachsener Individuen liefert.

Bei der weiteren Beantwortung der Frage, inwiefern die biomechanischen Eigenschaften eines erwachsenen Individuums als das Resultat funktioneller Anpassungsreaktionen im Erwachsenenalter interpretiert werden können, und nicht nur auf die Anpassung im Kindesalter zurückzuführen sind, müssen zusätzliche Faktoren berücksichtigt werden. Beispielsweise ist zu bedenken, dass der Erhalt der nach Abschluss des Wachstums erreichten Knochenmasse abhängig ist von einer Beibehaltung des physischen Belastungsmusters, das in jungen Lebensjahren „normal“ war. Die Morphologie eines Erwachsenen reflektiert auch aus diesem Grund, so Ruff et al. (2006), die Aktivität eines Individuums im Erwachsenenalter. Gleichzeitig bedeutet dies, dass das Einstiegsalter bei der beruflichen Eingliederung eine wichtige Rolle für die Interpretation eines physischen Belastungsmusters spielt. Dieses ist anhand archäologischer Artefakte jedoch nur schwierig evaluierbar. In der Regel wurden die Tätigkeiten eines Erwachsenen in historischen Populationen schon sehr früh von Kindern mitübernommen (Lieberman, Polk & Demes 2004; Ruff, Holt & Trinkaus 2006). Von den Maya liegen ethnologische Informationen von Redfield und Rojas (1967) vor, die von einem elfjährigen Mayajungen berichten, der bereits ein komplettes Feld alleine unterhielt. Es ist sehr wahrscheinlich, dass sich Kinder auch bei den klassischen Maya bereits sehr früh an den für Erwachsene normalen Tätigkeiten beteiligten. Das gleiche kann für die frühmittelalterliche Population von Barbing angenommen werden. Da keine genaueren Informationen darüber vorliegen, kann dennoch nicht ausgeschlossen werden, dass die Differenzen im physischen Belastungsmuster der beiden Populationen zum Teil die Folge des unterschiedlichen Alters bei der Übernahme körperlich stark belastender Tätigkeiten sind (vgl. auch Knüsel 1993; Wescott 2006).

Nicht zuletzt könnten auch Ernährungsdifferenzen zwischen den beiden Populationen eine Rolle bei der Entwicklung der sehr unterschiedlichen Eigenschaften des Humerus gespielt haben. Der Einfluss der Ernährung auf die Knochenstruktur ist jedoch weitgehend ungeklärt (Bass, Eser & Daly 2005; Cohen & Armelagos 1984; Richmann, Ortner & Schulter-Ellis 1979). Bass et al. (2005) gehen davon aus, dass die Ernährung im Kindesalter nur im Falle eines gravierenden Proteinmangels sowie einer deutlich reduzierten Gesamtkalorienzufuhr Auswirkungen auf das

Längen- als auch das Dickenwachstum eines Langknochens hat. Beide Zustände können das Knochenwachstum signifikant verlangsamen, unter anderem da die volle Entwicklung der Muskelmasse und des Körpergewichts ausbleibt und dadurch die zur normalen Entwicklung notwendige mechanische Belastung nicht erreicht wird. Kalziummangel – in Zusammenhang mit der Knochenentwicklung viel diskutiert – zeigt im Gegensatz zu einem Proteinmangel oder einer verringerten Kalorienzufuhr keine bedeutenden Effekte (Anderson 2000; Bass, Eser & Daly 2005). Die in dieser Arbeit untersuchten Maya konnten aufgrund der Küstennähe ihrer Siedlung eine verhältnismäßig ausgewogene Ernährung genießen. Proteinreiche marine Nahrungsmittel standen häufig auf dem Speiseplan, wie Studien der Spurenelemente (Tiesler Blos, Tejeda Vega & Sierra Sosa 2002) sowie eine im Verhältnis zu anderen Mayasiedlungen geringere Häufigkeit von Mangelerkrankungen belegen (Cetina & Sierra Sosa 2003; Cucina, Tiesler Blos & Sierra Sosa 2003a; Cucina, Tiesler Blos & Sierra Sosa 2003b). Die Barbinger zeichnen sich dagegen im Vergleich zu anderen frühmittelalterlichen Populationen durch ein besonders hohes Auftreten von Mangelerkrankungen (insbesondere Skorbut und Rachitis) aus (Detken 1991; Schlomm 2000). Gründe dafür sind zum einen die relativ autarke Lebensweise der germanischen Bauern (vgl. Kapitel 3.1.2.) sowie zum anderen eine durch saisonale Temperatur- und Wetterwechsel trotz einer ausgiebigen Vorratshaltung erschwerte Versorgungssituation (von den Driesch & Boessneck 1988). Das Gesamtausmaß, in welchem sich die Differenzen in der Ernährungssituationen der beiden Populationen auf die Entwicklung der Langknochen auswirkte, ist jedoch als gering einzuschätzen.

Insgesamt, so nimmt man an, nehmen systemische Faktoren nur einen geringen Einfluss auf die funktionelle Anpassung eines Knochens (Frost 1988). Das gemeinsame Wirken von systemischen und mechanischen Einflussfaktoren vergleicht Frost (1997) mit der voneinander abhängigen Funktionsweise diverser Elemente eines Autos:

„(1) the mechanical usage responses need nonmechanical factors in order to work, as cars need wheels, motors and fuel; (2) but mechanical usage, and especially strain, guide those responses in time and anatomical space, as steering, brakes, accelerators, and ignition switches do in cars: and (3) most (but not all) nonmechanical influences could only help or hinder the mechanical usage responses and could not replace them nor control them in time and space.” (Frost 1997a, S. 1543).

In einem wegbereitenden Versuch wiesen Chalmers und Ray (1962) die wichtige Rolle der mechanischen Belastung während des Wachstums experimentell nach, indem sie das knorpelige Modell eines Mäusefemurs in die Milz des gleichen Tieres transplantierten. Nach Abschluss der

Entwicklung hatte sich aus dem transplantierten Knorpelmodell ein Knochen entwickelt, welcher wesentliche Unterschiede zum normal entwickelten Knochen aufwies. Diese zeigten sich vor allem in einem deutlich geringeren Durchmesser der Knochenmarkröhre, einer kleineren Compactafläche sowie einer geringeren Biegung des Knochenschafts. Ohne die mechanische Belastung war folglich eine normale Entwicklung des Knochens nicht möglich (vgl. auch Krahl et al. 1994; Pfeiffer 1980). Nicht-mechanische Faktoren können den mechanischen Anpassungsprozess zwar beeinflussen, ihn aber nicht ersetzen (Lanyon & Skerry 2001). Die mechanische Belastung bleibt also das wichtigste Element einer normalen Knochenentwicklung. Bei allen Überlegungen und Untersuchungen muss jedoch weiterhin beachtet werden, dass die Funktion des Skelets nicht ausschließlich mechanisch ist. Form und Morphologie jedes Skelets sind das Resultat eines Kompromisses unterschiedlicher körperlicher Bedürfnisse (Ruff, Holt & Trinkaus 2006).

Letztendlich bietet die Untersuchung historischer Populationen in diesem Zusammenhang Vorteile gegenüber der Untersuchung einer rezenten Population. Aufgrund einer geringeren räumlichen Mobilität historischer Populationen kann in der Regel eine geringere genetische Heterogenität angenommen werden. Auch die Nahrungszusammensetzung war in der Regel früher einheitlicher, da die Menschen sich stärker auf die Ressourcen des umliegenden Landes stützten (Robling 1998). Die regelmäßige Einnahme von Medikamenten, Vitamin- und Mineralienpräparaten, deren jeweilige Wirkung auf die Knochenentwicklung in vielen Fällen auch nicht vollständig geklärt ist, spielte in historischen Population keine bedeutende Rolle.

5.6.5. Seitendifferenzen am Humerus

Bei allen Tätigkeiten, während derer die obere Extremität zum Einsatz kommt, spielt die genetisch determinierte Seitenpräferenz bzw. Händigkeit eine wichtige Rolle. Durch sie zeichnen sich alle menschlichen Populationen durch eine typische, prozentuale Häufigkeit von Rechts- und Linkshändern aus (Annett 1972; Schultz 1937; Steele 2000). Studien zufolge liegt die Häufigkeit der Rechtshändigkeit in modernen Populationen bei nahezu 90%, dagegen zeigen 8% eine Linkshändigkeit und 2% keine klare Seitenpräferenz (Falk 1987). Morphologische Differenzen zwischen dem dominanten und dem nicht-dominanten Arm, die sich unter anderem in Form einer höheren Muskelmasse sowie einer höheren Robustizität der Arm- und

Handknochen zeigen, sind nachweislich das Resultat der höheren physischen Belastung des dominanten Arms (Ashizawa et al. 1999; Jones et al. 1977; Kontulainen et al. 2002; Pfeiffer 1980; Rhodes & Knüsel 2005; Steele 2000; Steele & Mays 1995; Trinkaus, Churchill & Ruff 1994). Der Grad der morphologischen Seitendifferenz ist folglich ein aktivitätsabhängiges Merkmal. Bei Tennisprofis können Seitendifferenzen einzelner Robustizitätsmerkmale von bis zu 50% nachgewiesen werden (Trinkaus, Churchill & Ruff 1994).

Trotzdem kann die Höhe der Seitendifferenz in einer Population nicht immer auf spezifische Aktivitätsmuster zurückgeführt werden. Zum einen heben sich Rechts- und Linkshänder statistisch gegenseitig auf. Dadurch kann die tatsächliche Höhe der Seitendifferenz fälschlicherweise reduziert werden. Des weiteren ist die Händigkeit bei jedem Menschen unterschiedlich stark ausgeprägt. Manche Rechtshänder beispielsweise zeichnen sich am linken Arm durch eine höhere Muskelmasse aus, da sie diesen Arm vorwiegend für alle besonders kraftfordernden Tätigkeiten einsetzen, während sie Präzisionsarbeiten bevorzugt mit der rechten Hand ausführen. Ermittelt man die durchschnittliche Seitenpräferenz eines Kollektivs auf Populationsebene, so muss eine Interpretation des Grads der ermittelten Seitendifferenz aus den genannten Gründen mit entsprechender Vorsicht getroffen werden und darf nicht überbewertet werden.

Beide in dieser Arbeit untersuchten Stichproben männlicher Individuen zeichnen sich durch eine hohe bilaterale Asymmetrie der Robustizität und der Form aus. Der Knochenschaft der rechten Seite ist durchschnittlich jeweils robuster und ovaler als der linke, ersterer zeigt also eine Anpassung an höhere Krafteinflüsse. Auch bei den Frauen von Barbing zeigt sich eine klare Seitenpräferenz, allerdings ist diese deutlich schwächer als in den beiden Stichproben männlicher Individuen. Wie bei den Männern ist auch bei ihnen der rechte Arm im Durchschnitt robuster als der linke. Die Formvariable I_{\max}/I_{\min} betreffend lässt sich in der Stichprobe der weiblichen Individuen von Barbing keine signifikante Seitendifferenz nachweisen. Die Seitendifferenzen in den erwähnten Kollektiven sind als das Resultat der durchschnittlich stärkeren Beanspruchung des dominanten Arms während unterschiedlicher Aktivitäten anzusehen; sie lassen sich jedoch nicht auf spezifische Tätigkeiten zurückführen.

Besonders auffällig ist die ausgesprochen hohe Symmetrie, die sich in der Stichprobe der weiblichen Individuen der Maya nachweisen lässt. Keine der Untersuchungsvariablen erweist

sich als signifikant seitendifferent. Offensichtlich war die Beanspruchung des rechten und des linken Arms bei den Frauen von Xcambó sehr homogen. Entsprechend geringe Seitendifferenzen wurden von zahlreichen Autoren auf das Mahlen von Mais mit Reibstein und Reibwalze zurückgeführt, da dabei beide Arme gleich stark an der Druckausübung auf den Reibstein beteiligt sind (Bridges 1989; Bridges 1991; Fresia, Ruff & Larsen 1990; Marchi et al. 2006; Molleson 1989). Wie bereits von anderen Autoren erwähnt (Gervais & Calgua 2001; Tiesler Blo 2001b), ist dieser Zusammenhang auch bei den Maya wahrscheinlich.

5.6.6. Zur Interpretation enthesiopathischer Veränderungen und der Vergleichbarkeit biomechanischer und enthesiopathischer Belastungsmuster

Die Interpretation enthesiopathischer Veränderungen am Skelet ist oftmals problematisch. Grund dafür ist vor allem die Tatsache, dass sich die je nach Tätigkeit beanspruchten Muskelgruppen überlappen. Eine Zusammenführung einzelner Aktivitäten mit spezifischen enthesiopathischen Veränderungen ist aus diesem Grund in der Regel nicht möglich. Beispielsweise konnten in allen untersuchten Stichproben starke enthesiopathische Veränderungen an den Muskelansatzstellen nachgewiesen werden, die mit dem Heben und Tragen schwerer Lasten in Verbindung gebracht werden können (dabei insbesondere an der *Tuberositas radii*, der *Crista tuberculi majoris*, der *Crista tuberculi minoris* sowie an dem *Impressio lig. costoclaviculare*). Gleichzeitig werden die entsprechenden Muskeln jedoch auch während des Paddelns stark beansprucht, eine Tätigkeit, die nur bei den Xcambóern eine entscheidende Rolle spielte. Es ist nicht möglich, die Folgen dieser beiden physischen Aktivitäten auseinander zu halten.

Besonders auffällig bei den Barbinger Männern war die hohe Beanspruchung des *M. pectoralis major* sowie des *M. biceps brachii*. Es ist bekannt, dass diese beiden Muskeln insbesondere beim Pflügen schwer beansprucht wurden, eine Tätigkeit, die ausschließlich von Männern ausgeübt wurde (Galera & Garralda 1993). Es ist möglich, dass die Veränderungen der angesprochenen Muskelansatzstellen im Zusammenhang mit dieser Tätigkeit stehen. Erneut kann jedoch auch hier keine unwiderrufliche Aussage getroffen werden.

Bei einer Betrachtung der Ergebnisse werden zudem auffällige Differenzen zwischen den aus den enthesiopathischen Veränderungen und den aus den biomechanischen Variablen

resultierenden Belastungsmustern erkennbar. Einige dieser Differenzen werden im folgenden erwähnt, um die Problematik der Vergleichbarkeit der beiden untersuchten Merkmale körperlicher Belastung aufzuzeigen. Beispielsweise zeigen sich umgekehrte Verhältnisse bezüglich des nachweisbaren Sexualdimorphismus in den beiden Populationen. Während der Sexualdimorphismus der Enthesiopathien bei den Barbingern deutlich höher liegt als bei den Xcambóern, zeigt sich bei den biomechanischen Merkmalen ein umgekehrtes Bild. Letztere betreffend sind die Xcambóer deutlich sexualdimorpher als die Barbinger. Auch die hohe bilaterale Symmetrie, die biomechanisch bei den Xcambóer Frauen an der oberen Extremität festgestellt werden konnte, kann anhand der enthesiopathischen Veränderungen nicht bestätigt werden. Die Seitendifferenzen der enthesiopathischen Veränderungen liegen bei den Frauen von Xcambó nicht geringer als in den anderen Stichproben.

Diskrepanzen zwischen den enthesiopathischen Veränderungen und den Variablen der biomechanischen Analyse entstammen möglicherweise der Tatsache, dass eine unterschiedliche Altersabhängigkeit dieser beiden Merkmale vorliegt. Die enthesiopathischen Veränderungen zeichnen sich durch eine altersabhängige, graduelle Steigerung des Schweregrads aus (Wilczak 1998). Ihre Manifestation am Knochen beginnt, wie aus eigenen Beobachtungen heraus festgestellt wurde, in der Regel ab einem Alter von 20-25 Jahren. Im Gegensatz dazu ist die Entwicklung der Diaphysenform, wie bereits erwähnt, in diesem Alter bereits größtenteils abgeschlossen (Bass et al. 2002; Pearson & Lieberman 2004). Es kann deshalb nicht ausgeschlossen werden, dass die Ergebnisse der beiden Methoden unterschiedliche Phasen im Lebenslauf reflektieren. Beispielsweise kann man sich vorstellen, dass das Mahlen von Mais schon früh von heranwachsenden Mädchen mitübernommen wurde, während sie andere kraftfordernde Tätigkeiten erst später übernahmen. So entwickelte sich während des Wachstums eine sehr symmetrische Schaftrobustizität und -form, während sich die Muskelansatzstellen erst nach der Übernahme diverser zusätzlicher Tätigkeiten enthesiopathisch veränderten. Die signifikant geringere Robustizität und rundere Schaftform der Barbinger Männer die mit den Ergebnissen der enthesiopathischen Studie nicht übereinstimmt – sie zeigen gleich starke und an vielen Stellen sogar stärkere enthesiopathische Veränderungen als die deutlich robusteren Xcambóer – kann möglicherweise darauf zurückgeführt werden, dass bestimmte Tätigkeiten, wie beispielsweise das besonders kraftfordernde Pflügen, erst nach Erreichen des Erwachsenenalters übernommen wurden. Da eine genaue Kenntnis des Alters bei der Übernahme spezifischer

Tätigkeiten jedoch nicht vorliegt, sind die soeben beschriebenen Zusammenhänge bis auf weiteres als hypothetisch zu betrachten.

5.7. Physisches Belastungsmuster der unteren Extremität und habituelle Aktivitäten

5.7.1. I_{\max} , I_{\min} und ihre mechanische Aussagekraft an der Femurschaftmitte

Im folgenden wird die Lagevariabilität des maximalen Biegemoments I_{\max} und des minimalen Biegemoments I_{\min} in Femurquerschnitten an einigen Beispielen verfolgt. Damit wird geprüft, ob die beiden Achsen eine relativ konstante Lage im Querschnitt einnehmen und damit Aussagekraft über die Biegebelastung eines Knochens in einer spezifischen Ebene besitzen.

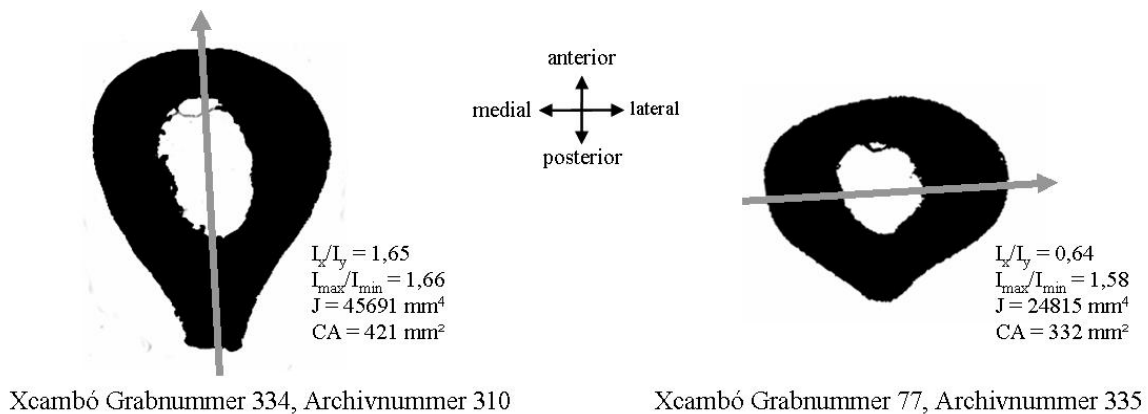
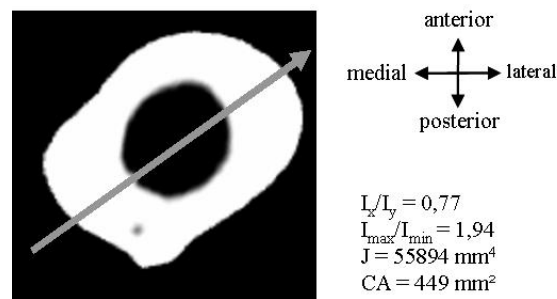


Abbildung 39: Lage von I_{\max} (grauer Pfeil) im Femurquerschnitt zweier Xcambóer Individuen. Ansicht von proximal auf den Knochenquerschnitt. Abgebildet sind jeweils die Querschnitte des rechten Femurs.



Barbing Grabnummer 1294

Abbildung 40: Lage von I_{\max} (grauer Pfeil) im Femurquerschnitt eines Barbing Individuums. Ansicht von proximal auf den Knochenquerschnitt. Abgebildet ist der Querschnitt des rechten Femurs.

Abbildung 39 zeigt die Femurquerschnitte des Individuums mit der Grabnummer 334, Archivnummer 310 sowie des Individuums mit der Grabnummer 77, Archivnummer 335 der Xcambóer Skeletserie. Vergleicht man die I_{\max} -Achse der beiden Femurquerschnitte wird erkennbar, dass diese sehr unterschiedliche Lagen einnehmen. Beim Individuum mit der Grabnummer 334 liegt die I_{\max} -Achse in antero-posteriorer Richtung, beim Individuum mit der Grabnummer 77 liegt sie in medio-lateraler Richtung. Der I_{\max}/I_{\min} -Wert ist bei beiden Individuen dagegen fast gleich hoch. Sehr unterschiedlich sind im Gegensatz dazu die I_x/I_y -Werte der beiden Querschnitte. Beim Individuum mit der Grabnummer 334 liegt dieser sehr hoch ($I_x/I_y = 1,65$), beim Individuum mit der Grabnummer 77 dagegen sehr niedrig ($I_x/I_y = 0,65$). Beim Individuum aus Barbing mit der Grabnummer 1294 liegt I_{\max} in einer völlig anderen Ebene (Abbildung 40). Diese verläuft schräg von postero-medial nach antero-lateral. Das Individuum mit der Grabnummer 1294 kennzeichnet sich durch einen höheren I_{\max}/I_{\min} -Wert als die beiden Xcambóer Individuen aus Abbildung 39. Sein I_x/I_y -Wert ist relativ niedrig.

Aufgrund der hohen Lagevariabilität von I_{\max} und I_{\min} können diese nicht als Ausdruck der Biegeungsrigidität des Femurs in einer bestimmten anatomischen Ebene gelten. I_{\max}/I_{\min} beschreibt folglich lediglich den Grad der Rundheit des Schafts. Detailliertere Aussagen über die Biegeanpassung der Femurdiaphyse lässt dagegen die Variable I_x/I_y zu. Den Ergebnissen (Kapitel 5.2.1.2.) zufolge ist der Grad der generellen Rundheit der Diaphyse (I_{\max}/I_{\min}) bei den Männern und Frauen von Xcambó und Barbing relativ ausgeglichen.

5.7.2. Generelles physisches Belastungsmuster des Femurs während der Lokomotion

Um die funktionelle Anpassung des Femurs interpretieren zu können, ist die Kenntnis der Funktion des Knochens, seiner Lage bei typischen Bewegungen sowie das Verständnis der auf ihn einwirkenden Kräfte notwendig. Die wichtigste Aktivität, während derer die gesamte untere Extremität des Menschen belastet wird, ist die Lokomotion. Beim aufrechten Gang lasten circa 70% des gesamten Körpergewichts auf dem Femur (Perry 1992). Noch stärker als das Körpergewicht lasten Muskelkräfte auf dem Knochen (Frost 1999; Pauwels 1965). Letztere machen circa 70% der physischen Gesamtbelastung aus (Carter 1987; Frost 1997b)²⁰.

²⁰ Dies ist nur beim normalgewichtigen Menschen der Fall. Ausnahmen sind beispielsweise unter Adipositas leidende Menschen, bei denen sich die mechanische Belastung der unteren Extremität durch das Körpergewicht deutlich erhöht (Pauwels 1965).

Die Realisierung des aufrechten Gangs erforderte entscheidende phylogenetische Umstrukturierungen des gesamten Skelets. Das menschliche Skelet ist unter anderem charakterisiert durch die doppelt s-förmig gekrümmte Wirbelsäule, weit auseinander tretende Beckenschaufeln, ein verbreitertes Kreuzbein sowie verhältnismäßig lange und robuste untere Extremitätenknochen. Die Bewegungen, welche den zweibeinigen Gang kennzeichnen, werden in drei Phasen eingeteilt, die Schwungphase, die bipodale Abstützphase und die Standbeinphase (Lovejoy 1997; Perry 1992). Die Schwungphase ist die Phase, während der das Spielbein nach vorne geschwungen wird. Dabei lastet das gesamte Körpergewicht auf dem Standbein. Den Zeitraum, in dem beide Füße den Boden berühren und sich gegenseitig ablösen, nennt man die bipodale Abstützphase. Je schneller der Gang, desto kürzer ist sie. Als Standbeinphase bezeichnet man die Phase ab dem Aufsetzen der Ferse, bis hin zum Ablösen der Zehen vom Boden. Um sich fortzubewegen, muss durch ein Durchstrecken der Gelenke der unteren Extremität eine Kraft gegen den Boden erzeugt werden, deren Gegenkraft als Bodenkraft bezeichnet wird. Diese treibt den Rumpf vorwärts. Der *M. quadriceps femoris* sowie die Flexoren des Unterschenkels bewirken dieses Durchstrecken bzw. Beugen von Hüft-, Knie- und Sprunggelenken. Zunächst führt dies nur dazu, dass das Individuum sich auf die Zehenspitzen erhebt. Um ein anschließendes Vornüberfallen des Körpers nach vorne zu verhindern, schwingt das Spielbein nach vorne. Hierfür sind *M. iliopsoas* (dorsal) und *M. rectus femoris* (ventral) verantwortlich. Trotz des verbreiterten Beckens muss der Oberkörper durch Muskeln aufrecht gehalten werden. Der *M. gluteus maximus* verhindert das Kippen des Rumpfs nach vorne, die *Mm. gluteus medius et minimus* sorgen für den notwendigen seitlichen Halt. Durch den verhältnismäßig langen Oberschenkelhals und die laterale Ausbuchtung des Darmbeins ist die Hebelwirkung der zuletzt genannten Muskeln relativ groß. Am Ende einer jeden Schwungphase muss das Schwungbein wieder abgebremst werden. Dazu werden der *M. biceps femoris*, der *M. semimembranosus* sowie der *M. semitendinosus* kontrahiert (Lovejoy 1997; Perry 1992; Schünke 2000). Kleinere Unebenheiten des Untergrunds werden im proximalen sowie im distalen Sprunggelenk durch Eversions- und Inversions- bzw. Pro- und Supinationsbewegungen ausgeglichen. Durch das Tragen von Schuhen kann die aus diesen Ausgleichsbewegungen entstehende physische Belastung der unteren Extremität verringert werden (Lanyon et al. 1975).

Das Gehen verursacht aufgrund der Lage der Muskeln sowie der Bewegung des Beins von hinten nach vorne an Femur und Tibia eine Biegung, welche primär in antero-posteriorer Richtung auf den jeweiligen Knochenschaft wirkt (Morrison 1970; Pauwels 1965). Um das Kniegelenk herum, das heißt an der distalen Femurschaftthälfte sowie an der proximalen Tibiaschaftthälfte sind diese antero-posterioren Krafteinflüsse besonders stark (Pauwels 1965). Neben der antero-posterioren Biegunskraft unterliegt das Femur durch die von seiner Schaftachse aus nach medial versetzte Lage des Hüftgelenks sowie die am *Trochanter major* ansetzenden Hüftabduktoren einer medio-lateralen Biegung (Ruff & Hayes 1983a; Trinkaus 1976). Diese wirkt als Druckkraft auf der medialen Seite des Knochenschafts und als Zugkraft auf seiner lateralen Seite (Ruff & Hayes 1983a). Proximal sind die medio-lateralen Kräfte am stärksten, im distalen Verlauf des Schafts nehmen sie kontinuierlich ab. In der Kniegegend sind sie folglich am schwächsten. Die Breite des Beckens bzw. die Lage des Hüftgelenks im Verhältnis zum Körperschwerpunkt nimmt Einfluss auf die Höhe dieser medio-lateralen Biegunskraft. Da das Becken bei weiblichen Individuen im Verhältnis zur Körperhöhe lateral stärker ausgedehnt ist als das der Männer, verkürzt sich zum einen der Hebelarm der Abduktoren und zum anderen liegt das Hüftgelenk weiter vom Körperschwerpunkt entfernt. Aus diesen Gründen sind die medio-lateralen Biegunskräfte bei Frauen durchschnittlich größer als bei Männern (Burr 1977; Ruff 1987).

Erhöht sich der Aktivitätsgrad, z.B. durch eine Steigerung der Laufgeschwindigkeit, das Auf- bzw. Absteigen einer Anhöhe oder das Gehen auf unebenem Terrain, vergrößern sich die auf das Femur wirkenden Biegunskräfte (Burr et al. 1996; Li & Liu 2000). Grund dafür ist zum einen eine verstärkte Aktivität der Muskeln, des weiteren kommt es zu einer stärkeren Verlagerung des Körperschwerpunkts vor bzw. hinter die Beine. Die Biegebelastung von Femur und Tibia kann dabei bis zu verdoppelt werden (Burr 1980; Carter et al. 1981; Kimura & Amtmann 1984; Ruff & Hayes 1983b; VanBuskirk 1989). Nicht zuletzt bewirkt auch das Tragen schwerer Lasten am Körper eine deutliche Vergrößerung der Spannung (Burr et al. 1996). Entsprechend vergrößert sich die Belastung bei übergewichtigen Menschen (Ruff, Scott & Liu 1991).

5.7.3. Robustizität und generelle Biegebelastbarkeit

Die Querschnittsfläche der Compacta gilt als ein Maß für die generelle Robustizität sowie die axiale Druckbelastbarkeit eines Knochens. Am Femur liegt der Mittelwert dieses Merkmals bei den Xcambóer Frauen und Männern jeweils signifikant höher als bei den Barbinger Frauen und Männern. Auch das Torsionsmoment J , welches Ausdruck der generellen Biegeidrigität eines Knochens ist, liegt in der Xcambóer Skeletserie deutlich höher als bei den Barbingern. Offensichtlich unterlagen die Xcambóer Männer und Frauen besonders hohen Kraftansprüchen. Dies konnte auch schon am Humerus festgestellt werden. Nicht nur am Humerus, sondern auch am Femur sind in beiden Stichproben die Männer deutlich robuster als die Frauen. Im Vergleich zu den Barbingern liegt die Geschlechtsdifferenz bei den Xcambóern jedoch höher. Die Unterschiede in der physischen Belastung zwischen den beiden Geschlechtsgruppen waren folglich bei den Xcambóern größer als bei den Barbingern.

5.7.4. Formvariabilität und Mobilität

5.7.4.1. Anterio-posteriore Biegeidrigität als „Mobilitätsindex“ und die Funktion Xcambós in der klassischen Epoche

I_x/I_y beschreibt das Verhältnis von der anterio-posterioren zur medio-lateralen Biegebelastbarkeit, da I_x und I_y in festgelegten anatomischen Ebenen gemessen werden. I_x beschreibt das um die medio-laterale Achse gemessene Trägheitsmoment (und drückt damit die Verteilung des Materials in anterio-posteriorer Richtung aus), I_y beschreibt das um die anterio-posteriore Achse gemessene Trägheitsmoment (und drückt damit die Verteilung des Materials in medio-lateraler Richtung aus). Die Mittelwerte von I_x/I_y der Stichproben männlicher Individuen von Xcambó und Barbing unterscheiden sich nicht sehr stark voneinander. Der Mittelwert der Stichprobe der weiblichen Individuen von Barbing liegt geringfügig unterhalb der Mittelwerte der beiden männlichen Populationen. Bemerkenswert niedrig ist der Mittelwert der Stichprobe der weiblichen Individuen von Xcambó. Letztere zeichnen sich durch eine im Vergleich zu den Frauen von Barbing außergewöhnlich hohe medio-laterale Biegeidrigität aus.

Aufgrund der überwiegend antero-posterior ausgerichteten Krafteinwirkung auf das Femur während des Gehens wird in der Bioarchäologie eine Korrelation des Verhältnisses I_x/I_y an der Schaftmitte des Femurs mit dem Mobilitätsgrad einer Gesellschaft angenommen (Bridges 1989; Cole 1994; Larsen 1997; Ruff 1987; Stock & Pfeiffer 2001; Stock & Pfeiffer 2004). Ruff und Hayes (1983b) untersuchten in diesem Zusammenhang Skelete des Pecos Pueblo. Die Autoren stellten fest, dass der Sexualdimorphismus an der distalen Hälfte des Femurs und der proximalen Hälfte der Tibia größer war als an der proximalen Hälfte des Femurs. Dies sahen sie als Nachweis dafür, dass die Wirkung unterschiedlich hoher Aktivitätsgrade auf das Ausmaß der funktionellen Anpassung stärker ist als die Wirkung der morphologischen Geschlechtsdifferenzen der Becken- und Hüftgelenksanatomie. Kollektive mit einer hohen Mobilität zeichnen sich dementsprechend an der Femurschaftmitte durch hohe I_x/I_y -Werte aus, Kollektive mit einer geringeren Mobilität durch geringere I_x/I_y -Werte. Einige Autoren bezeichnen I_x/I_y deshalb auch als „Mobilitätsindex“ (Larsen 1997; Ruff 2000a).

Im folgenden wird überprüft, ob der Zusammenhang mit der Mobilität auch für die in dieser Arbeit untersuchten Stichproben zutrifft. Zunächst werden dafür Überlegungen über den Aktionsradius der Kollektive getroffen, um von diesem auf den jeweiligen Mobilitätsgrad zu schließen. Die Xcambóer und die Barbinger waren sesshafte Ackerbauern und hatten dadurch einen verhältnismäßig kleinen Aktionsradius. Es ist jedoch bekannt, dass Xcambó Handelsbeziehungen pflegte, die im Süden bis ins ferne Hochland des heutigen Guatemalas und in westlicher Richtung bis nach Veracruz reichten (Sierra Sosa 2004). Sierra Sosa (2004) geht davon aus, dass Xcambó ein Handelsumschlags- und Rastort war, an welcher Handelsmänner anderer Siedlungen mit ihren Bootsmännern anlegten, um Rast zu machen, Waren abzuladen und neu aufzunehmen (McKillop 1996). Stimmt diese These, so würde dies bedeuten, dass an der Siedlung keine eigene Produktion im größeren Rahmen erfolgte und dass die Xcambóer nicht als Handelsmänner unterwegs waren, sondern überwiegend Aufgaben im Rahmen der Lagerung, der Umschiffung und im besonderen Tätigkeiten im administrativen Sektor übernahmen (vgl. dazu Polanyi, Arendsberg & Pearson 1957; Rathje & Sabloff 1973). Insbesondere die reichen Grabbeigaben deuten nachdrücklich darauf hin, dass dieses Szenario auf Xcambó zutraf. Ein entsprechender Fall würde bedeuten, dass von den Xcambóern selbst nur Nahhandelsaktivitäten realisiert wurden (McKillop 1996), ebenso gehörte der Bereich zwischen Küste und Siedlung (die Distanz liegt bei circa 1,5 Kilometern) zu ihrem regelmäßigen Einzugsgebiet (vgl. auch Andrews 1991). Da auch die von den Xcambóern unterhaltenen Felder vermutlich nicht viel

weiter von der Siedlung entfernt lagen, kann die Annahme formuliert werden, dass ihr Aktionsradius nicht sehr groß war.

In Barbing spielte der Handel mit Waren eine untergeordnete Rolle. An der Siedlung wurden keine Grabbeigaben gefunden, die auf einen weit reichenden Handel deuten (Geisler 1984). Ein wichtiges Handelsprodukt, von dem auch die Barbinger abhängig waren, war das Salz (Koller 1988). Allerdings wurde zu jener Zeit das gesamte Inland mit Salz beliefert, so dass auch die Barbinger im relativ dicht besiedelten Bajuwarenggebiet keine weiten Strecken zurücklegen mussten, um Salz zu erhalten. Es ist folglich anzunehmen, dass auch der Aktionsradius der Barbinger verhältnismäßig klein war und sich an normalen Tagen vor allem auf den Weg zu den zum Dorf gehörigen Feldern beschränkte. Die Frauen der beiden Populationen waren aufgrund ihres Tätigkeitsrahmens insgesamt weniger mobil.

Vergleicht man die Xcambóer und die Barbinger, so liegt zwischen den Stichproben männlicher Individuen keine auffallende Differenz der antero-posterioren Biegrigidität des Femurs vor. I_x/I_y liegt in den beiden weiblichen Stichproben deutlich unterhalb der männlichen Werte. Da die biomechanischen Formvariablen von Männern und Frauen einer Population aufgrund der morphologischen Unterschiede zwischen den Geschlechtsgruppen nicht direkt miteinander verglichen werden können, werden an dieser Stelle Daten aus der vorliegenden Literatur zu einem Inter-Populationsvergleich miteinbezogen (Tabelle 42). Dieser Vergleich zeigt deutlich, dass die Xcambóer und die Barbinger Männer sich nicht auffällig von anderen sesshaften Populationen unterscheiden. Damit kann die These, dass sich beide Kollektive durch relativ kleine Aktionsradien auszeichneten, zunächst untermauert werden. Die Frauen der beiden Populationen lassen sich ebenfalls überwiegend in die Reihe weiblicher Kollektive sesshafter Populationen einordnen, wobei erwähnt werden muss, dass sich die Frauen von Xcambó durch besonders niedrige I_x/I_y -Werte auszeichnen. Dies soll in einem späteren Abschnitt ausführlicher diskutiert werden.

Tabelle 42: I_x/I_y - Populationsvergleich

	Männer	Frauen	% SD
Südafrika (6000-0 BC) (nomadische Jäger-Sammler) ¹	1,67	1,22	37
Tschechien (2900-2300 BC) (Nomaden, Croded Ware) ²	1,15	0,93	24
Georgia (Jäger-Sammler) ³	1,28	1,16	10
Tennessee River Valley (Jäger-Sammler) ⁴	1,21	1,06	14
Georgia (Sesshafte Ackerbauern) ³	1,08	1,03	5
Tennessee River Valley (Sesshafte Ackerbauern) ⁴	1,06	1,01	5
Hainburg (2000-1700 BC) (Sesshafte Ackerbauern, Wieselburger) ²	1,12	0,98	14
Xcambó rechtes Femur	1,09	0,90	21
linkes Femur	1,02	0,83	23
Barbing rechts Femur	1,04	1,00	4
linkes Femur	1,04	0,98	6

% SD: prozentualer Sexualdimorphismus, ¹Stock & Pfeiffer 2004, ²Sládek et al. 2006, ³Ruff et al. 1984, ⁴Ruff 1987 (zit. nach Bridges (1985) Changes in long bone structure with the transition to agriculture: implications for prehistoric activities. Diss, University of Michigan).

Die Verknüpfung des physischen Belastungsmusters der unteren Extremität mit der Mobilität einer Population wurde von einigen Autoren kritisiert (Frost 1997b; Wescott 2006). Laut Frost (1997a, 1997b, 1999) gehört das normale Gehen nicht zu den knochen**aus**bauinduzierenden Aktivitäten, da sich der Knochen an die physische Belastung, die während des Gehens verursacht wird, bereits während des Wachstums anpasst (vgl. Kapitel 2.3.). Aus diesem Grund werden im Knochen eines gesunden Erwachsenen keine Spannungen verursacht, die eine Überschreitung des „Modeling-Schwellenwerts“ bewirken und ein gesteigertes periostales Wachstum auslösen. Das Gehen könnte laut Frost (1997b, 1999) lediglich ein verstärktes Auftreten von Mikrofrakturen im Knochen verursachen, die den Knochen**um**-, nicht jedoch den Knochen**aus**bau stimulieren. Die Höhe des „Mobilitätsindex“ sollte aus diesem Grund, so der Autor, nicht ausschließlich auf den Mobilitätsgrad, sondern beispielsweise auf die Jagdtechnik bzw. die Jagdintensität zurückgeführt werden. Seiner Ansicht nach verursacht das schnelle Beschleunigen des Körpers aus dem Stand, das bei der Jagd notwendig ist, auch beim Erwachsenen ein verstärktes periostales Wachstum. Beim Inter-Populationsvergleich in Tabelle 42 wird jedoch der sehr deutliche Unterschied zwischen dem I_x/I_y -Wert von Jäger-Sammler-Populationen und sesshaften Kollektiven offensichtlich. Zusätzlich muss die Tatsache bedacht werden, dass Kinder in historischen Populationen bereits sehr früh in den beruflichen Alltag einstiegen und sich ihr Aktionsradius nicht stark von dem eines Erwachsenen unterschied. Aus diesen Gründen kann die oben formulierte Annahme, dass die beiden untersuchten Kollektive keine extremen Mobilitätsgrade erreichten, mit den vorliegenden Ergebnissen deutlich untermauert werden.

Andere Faktoren, welche die Höhe der antero-posterioren Biegebelastung sowie der Robustizität der unteren Extremität während der Lokomotion zusätzlich beeinflussen, sind das Tragen schwerer Lasten, Adipositas und die Bodenbeschaffenheit des Laufuntergrunds. Die beiden zuerst genannten Faktoren können die physische Gesamtbelastung der unteren Extremität erheblich vergrößern. Entsprechend können Ruff et al. (1991) bei einer jungen Frau, die innerhalb kürzester Zeit ihr Körpergewicht verdoppelte, eine signifikante Vergrößerung der Compactafläche nachweisen. Da die Maya keine alternativen Transportmittel, wie beispielsweise Wagen oder Zugtiere nutzten, spielte das Tragen schwerer Gegenstände am Körper eine wesentliche Rolle. Wie bereits erwähnt, setzten sie ihre Lasten gewöhnlich auf dem Kopf ab oder ließen sie an einer Art Stirnband auf dem Rücken hängen (Hammond 1982). Bei den Barbingern war die Nutzung von Zugtieren und Wagen üblich, wodurch sie von einem erheblichen Teil des Tragens schwerer Lasten am Körper befreit wurden. Bedenkt man bei den Maya zusätzlich die intensive Konstruktionstätigkeit an der Siedlung bzw. die Heranschaffung von Baumaterialien, so kann eine insgesamt deutlich höhere körperliche Gesamtbeanspruchung angenommen werden. Diese wirkte sich nicht nur, wie in Kapitel 6.6.2.2. bereits diskutiert, auf die obere Extremität, sondern auch auf die untere Extremität aus. An beiden Extremitäten liegt die Robustizität der Xcambóer signifikant höher.

Wie bereits erwähnt, steigern auch raue Bodenbeschaffenheiten die physische Belastung der unteren Extremität (Stock & Pfeiffer 2004). Ruff (2000) konnte eine hohe Korrelation zwischen den Eigenschaften des Terrains eines Siedlungsgebiets und den Anpassungsmerkmalen der unteren Extremität der jeweiligen Bewohner aufzeigen. Das nördliche Yukatan ist zwar eben – das gesamte Gebiet erhebt sich kaum über den Meeresspiegel – jedoch ist der Boden steinig und hart (Folan, Kintz & Fletcher 1983). Die nördliche Oberpfalz ist dagegen eine eher hügelige Landschaft. Der dortige Boden trägt eine dicke Erdschicht und ist weich. Barbing selbst lag in einem Flusstal, wo auch die zur Siedlung gehörenden Felder aufzufinden waren. Es kann folglich angenommen werden, dass die Bodenbedingungen der Maya die physische Belastung stärker beeinflussten als die der Barbinger. Untermauert wird diese Annahme durch schwerwiegende enthesiopathische Veränderungen an der unteren Extremität der Maya, die mit dem Laufen auf besonders harten, durch Hindernisse versehenen Böden in Verbindung gebracht werden. Dazu zählen die Veränderungen an der Ansatzstelle des *M. quadriceps femoris*, am Ursprung des *M. soleus* sowie am Ursprung des *M. flexor digitorum brevis*. Die besonders hohen Anforderungen an die Männer werden zudem durch eine Studie von Tiesler (2001b) an anderen yukatekischen

Küstensiedlungen der Maya bestätigt. Die Autorin untersuchte die externen Robustizitätsindices der Langknochen sowie die degenerativen Veränderungen der Gelenke und stellte bei den Küstenpopulationen eine im Vergleich zur Mayainlandpopulation von Copán (Honduras) deutlich höhere physische Belastung fest.

Von den beiden die Belastung des Femurs verstärkenden Faktoren – dem Tragen schwerer Gegenstände sowie rauen Bodenbedingungen – waren die Xcambóer offensichtlich stärker betroffen als die Barbinger. Die hohen zusätzlichen Belastungsfaktoren äußern sich jedoch nur in einer erhöhten Robustizität, die antero-posteriore Biegekraft ist bei den Xcambóer Männern nicht größer als bei den Barbinger Männern. Mit diesen Feststellungen kann die Annahme, der Aktionsradius der Xcambóer sei nicht sehr groß gewesen, da die Siedlung die Aufgabe einer Umschlags- und Raststätte innehatte, weiter untermauert werden. Allerdings ist nicht auszuschließen, dass durch die Handelsaktivitäten aufgrund der überwiegenden Nutzung von Wasserwegen bei den Maya primär eine Belastung der oberen Extremität verursacht wurde; eine außergewöhnlich hohe Belastung des Humerus der Xcambóer wurde in dieser Arbeit nachgewiesen (Kapitel 6.6.1. und Kapitel 6.6.2.2.). Folglich liegen derzeit noch keine eindeutigen Belege für die Annahme, Xcambó sei eine reine Umschlagsstätte gewesen, vor.

5.7.4.2. Über eine mögliche Korrelation der Höhe des Sexualdimorphismus des „Mobilitätsindex“ mit der Wirtschaftsweise

Aufgrund der Annahme einer Korrelation des Mobilitätsgrades mit der Höhe der antero-posterioren Biegegritidität geht man in der Bioarchäologie davon aus, dass die Wirtschaftsweise einer Population die Höhe des Sexualdimorphismus von I_x/I_y determiniert. Männer aus Jäger-Sammler-Populationen sind aufgrund der nomadisierenden Lebensweise, der Großwildjagd, der Fischerei und dem Fallenlegen besonders mobil und zeichnen sich durch eine besonders hohe antero-posteriore Schaftausdehnung aus. In Populationen, die eine produzierende Wirtschaftsweise betreiben, verrichten die Männer dagegen vermehrt Aktivitäten, die eine geringere Mobilität erfordern, wie die Feldbewirtschaftung, den Hausbau und so weiter. Bei letzteren ist aus diesem Grund in der Regel eine deutlich schwächere antero-posteriore Biegeanpassung feststellbar (Larsen 1997; Ruff 1987; Ruff 1994a). Aktivitäten, die typischerweise von Frauen ausgeführt werden (Sammeln, Nahrungszubereitung,

Kindererziehung), so das Argument, zeichnen sich in allen Gesellschaften durch eine geringere Mobilität aus (Ruff 1987). Aufgrund dieser Tatsachen, so die Annahme, lässt sich bei Jäger-Sammler-Populationen generell ein signifikant höherer Sexualdimorphismus von I_x/I_y nachweisen als bei Sesshaften (Ruff 1987; Ruff 1992; Stock & Pfeiffer 2001).

Bereits im vorherigen Kapitel wurden in Tabelle 42 die Mittelwerte von I_x/I_y verschiedener Populationen aufgeführt. Die Tabelle enthält neben diesen Werten auch die Höhe des prozentualen Sexualdimorphismus in den jeweiligen Populationen. Es wird nun diskutiert, in welchem Verhältnis der Sexualdimorphismus der Xcambóer und der Barbinger zu dem anderer Populationen steht und ob die Höhe des Sexualdimorphismus tatsächlich Aussagekraft über die Wirtschaftsweise eines Kollektivs besitzt.

Besonders auffällig ist der hohe prozentuale Sexualdimorphismus der Xcambóer. Dieser liegt bei 21% für das rechte Femur bzw. 23% für das linke Femur (Tabelle 42). Er liegt damit höher als der Sexualdimorphismus einiger Jäger-Sammler-Populationen (Tabelle 42). Bei den Männern und Frauen von Barbing ist der prozentuale Geschlechtsunterschied von I_x/I_y deutlich geringer (4-6%). Der hohe Sexualdimorphismus bei den Xcambóern entstammt jedoch nicht einer besonders hohen antero-posterioren Biegerigidität der Männer sondern vielmehr der bereits erwähnten auffallenden medio-lateralen Schaftausdehnung bei den Frauen. Damit wird deutlich, dass die Höhe des Sexualdimorphismus alleine nicht als Differenzierungsmerkmal unterschiedlicher Wirtschaftsweisen gelten kann. Parallel müssen auch die Mittelwerte der untersuchten Kollektive berücksichtigt bzw. mit den Ergebnissen anderer Populationen verglichen werden (vgl. auch Frost 1997b; Holt 2003; Jurmain 1999; Lovejoy et al. 2003; Westcott 2006).

5.7.4.3. Zusammenhang zwischen der Formvariabilität der Femurdiaphyse und der Beanspruchung spezifischer Muskelgruppen

In diesem Kapitel werden die möglichen Ursachen für die Entwicklung der ausgesprochen hohen medio-lateralen Bieungrigidität der Frauen von Xcambó weiter verfolgt. Dazu wird die folgende These formuliert: liegt die Ursache der Entwicklung der Femurform primär im physischen Aktivitätsgrad und den dadurch auf den Knochenschaft verursachten Krafteinflüssen, so ist bei den Frauen von Xcambó ein stärkerer Verhältniszusammenhang zwischen den biomechanischen Variablen und der Beanspruchung der Muskeln, welche medio-laterale Bieungskräfte im Femur verursachen, zu erwarten. Um diese Annahme zu prüfen, wurde der Spearmansche Korrelationskoeffizient berechnet. Dieser ermittelt die Verhältniszusammenhänge zwischen dem Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der unteren Extremität und den Variablen der biomechanischen Analyse des Femurs.

In den folgenden vier Tabellen (Tabelle 43 bis 47) sind die Ergebnisse der Korrelationsberechnung für die jeweiligen Geschlechtsgruppen der beiden untersuchten Populationen getrennt aufgeführt. Der Spearmansche Korrelationskoeffizient wurde jeweils nur für die rechte Körperhälfte ermittelt.

Bei den Xcambóer Männern liegen keine signifikanten Korrelationen vor (Tabelle 43). In der Stichprobe der weiblichen Individuen der Maya zeigt sich dagegen ein anderes Bild. Es liegen signifikante Korrelationen zwischen dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der Ansatzstelle des *M. gluteus maximus*, der *Mm. gluteus medius et minimus* sowie des *M. soleus* und den biomechanischen Variablen vor (Tabelle 44). Ähnlich wie bei den Männern von Xcambó liegen auch in der Stichprobe der männlichen Individuen von Barbing nur vereinzelte signifikante Verhältniszusammenhänge vor (Tabelle 45). Diese betreffen beispielsweise den Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der Muskelansatzstelle der *Mm. gluteus medius und minimus* und I_x und I_{min} , oder den Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der Muskelansatzstelle des *M. quadriceps femoris* und CA. Auch liegt eine signifikante Korrelation zwischen den enthesiopathischen Veränderungen an der Ansatzstelle des *M. triceps surae* und CA und I_{max}/I_{min} vor. In der Stichprobe der weiblichen Individuen von Barbing können keine signifikanten Korrelationen nachgewiesen werden (Tabelle 46).

Tabelle 43: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der unteren Extremität der Männer von Xcambó

	n	CA	I _x	I _y	I _{max}	I _{min}	I _{max} /I _{min}	I _x /I _y	J
<i>M. gluteus maximus</i>	35	-0,001	-0,153	0,138	-0,083	-0,001	-0,206	-0,249	-0,064
		0,994	0,380	0,428	0,637	0,996	0,236	0,149	0,715
Adduktoren	37	0,239	0,251	0,050	0,214	0,177	0,068	0,216	0,191
		0,155	0,134	0,771	0,203	0,294	0,691	0,200	0,257
<i>Mm. gluteus medius et minimus</i>	25	0,011	0,024	0,002	-0,047	-0,002	-0,092	0,015	-0,025
		0,959	0,909	0,992	0,825	0,992	0,661	0,942	0,904
<i>M. iliopsoas</i>	25	-0,004	0,002	-0,071	0,083	-0,168	0,350	0,118	-0,063
		0,985	0,992	0,736	0,694	0,421	0,086	0,575	0,766
<i>M. quadriceps femoris</i>	21	0,092	0,241	0,046	0,224	0,083	0,272	0,161	0,271
		0,692	0,292	0,842	0,330	0,722	0,233	0,486	0,236
<i>M. soleus</i>	34	0,116	0,144	0,204	0,162	0,196	-0,075	0,042	0,113
		0,513	0,415	0,247	0,361	0,268	0,673	0,816	0,525
<i>M. triceps surae</i>	18	0,193	0,204	0,236	0,193	0,346	0,008	-0,122	0,277
		0,443	0,416	0,345	0,443	0,160	0,975	0,629	0,265
<i>M. flexor digitorum brevis</i>	18	0,074	0,217	0,034	0,100	0,079	0,000	0,179	0,104
		0,771	0,386	0,894	0,693	0,754	1,000	0,476	0,680

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. n = Anzahl der Individuen. Die Ergebnisse sind folgendermaßen aufgelistet: die obere Zeile bezüglich eines Merkmals zeigt den Korrelationskoeffizienten (Spearman's Rho), die untere Zeile zeigt das statistische Signifikanzniveau (zweiseitiger Test). Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant) ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant). Signifikante Korrelationen sind dick gedruckt.

Tabelle 44: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der unteren Extremität der Frauen von Xcambó

	n	CA	I _x	I _y	I _{max}	I _{min}	I _{max} /I _{min}	I _x /I _y	J
<i>M. gluteus maximus</i>	27	0,477*	0,406*	0,510**	0,464*	0,364	0,280	-0,063	0,453*
		0,012	0,036	0,007	0,015	0,062	0,157	0,756	0,018
Adduktoren	28	0,190	0,205	0,155	0,257	0,181	0,041	0,083	0,213
		0,332	0,296	0,430	0,187	0,357	0,837	0,674	0,276
<i>Mm. gluteus medius et minimus</i>	20	0,611**	0,513*	0,591**	0,548*	0,571**	-0,354	0,177	0,556*
		0,004	0,021	0,006	0,012	0,008	0,126	0,454	0,011
<i>M. iliopsoas</i>	20	0,629**	0,477*	0,500*	0,632**	0,516*	0,063	0,092	0,581**
		0,003	0,033	0,025	0,003	0,020	0,792	0,699	0,007
<i>M. quadriceps femoris</i>	15	0,169	-0,021	0,148	0,063	0,232	-0,296	-0,232	0,085
		0,547	0,940	0,599	0,822	0,405	0,284	0,405	0,765
<i>M. soleus</i>	26	0,361	0,379	0,488*	0,439*	0,393*	0,057	-0,130	0,416*
		0,070	0,057	0,011	0,025	0,047	0,783	0,527	0,034
<i>M. triceps surae</i>	15	-0,042	0,141	-0,166	0,052	0,050	0,208	0,073	-0,002
		0,883	0,617	0,553	0,855	0,861	0,457	0,795	0,994
<i>M. flexor digitorum brevis</i>	15	-0,035	0,000	0,105	0,070	0,000	0,279	-0,314	0,000
		0,902	1,000	0,710	0,805	1,000	0,314	0,254	1,000

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. n = Anzahl der Individuen. Die Ergebnisse sind folgendermaßen aufgelistet: die obere Zeile bezüglich eines Merkmals zeigt den Korrelationskoeffizienten (Spearman's Rho), die untere Zeile zeigt das statistische Signifikanzniveau (zweiseitiger Test). Signifikanzniveaus: * = $p \leq 0,05$ (signifikant) ** = $p \leq 0,01$ (hoch signifikant). Signifikante Korrelationen sind dick gedruckt.

Tabelle 45: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad enthesiopathischer Veränderungen an der unteren Extremität der Männer von Barbing

	n	CA	I _x	I _y	I _{max}	I _{min}	I _{max} /I _{min}	I _x /I _y	J
<i>M. gluteus maximus</i>	23	-0,186 0,396	-0,207 0,344	-0,082 0,709	-0,240 0,270	0,020 0,928	-0,402 0,057	0,098 0,657	-0,171 0,435
Adduktoren	26	-0,037 0,859	-0,010 0,960	-0,018 0,929	-0,043 0,833	-0,009 0,967	-0,156 0,445	-0,007 0,972	-0,038 0,854
<i>Mm. gluteus medius et minimus</i>	8	0,321 0,438	0,856** 0,007	0,472 0,237	0,536 0,171	0,856** 0,007	-0,281 0,500	-0,051 0,904	0,677 0,065
<i>M. iliopsoas</i>	15	0,274 0,323	0,439 0,101	0,326 0,236	0,492 0,063	0,292 0,290	0,233 0,404	0,102 0,716	0,369 0,176
<i>M. quadriceps femoris</i>	14	0,643* 0,013	0,235 0,419	0,359 0,207	0,340 0,234	0,167 0,569	0,422 0,132	0,211 0,469	0,305 0,289
<i>M. soleus</i>	19	0,167 0,495	-0,113 0,646	-0,064 0,796	-0,088 0,721	-0,272 0,260	0,178 0,465	0,129 0,598	-0,130 0,596
<i>M. triceps surae</i>	11	0,655* 0,029	0,139 0,684	0,550 0,080	0,358 0,279	0,206 0,544	0,626* 0,039	-0,263 0,435	0,282 0,401
<i>M. flexor digitorum brevis</i>	11	0,239 0,479	-0,239 0,479	0,359 0,279	0,060 0,861	-0,299 0,372	0,478 0,137	-0,538 0,088	0,000 1,000

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. n = Anzahl der Individuen. Die Ergebnisse sind folgendermaßen aufgelistet: die obere Zeile bezüglich eines Merkmals zeigt den Korrelationskoeffizienten (Spearman's Rho), die untere Zeile zeigt das statistische Signifikanzniveau (zweiseitiger Test). Signifikanzniveaus: * = p ≤ 0,05 (signifikant) ** = p ≤ 0,01 (hoch signifikant). Signifikante Korrelationen sind dick gedruckt.

Tabelle 46: Verhältniszusammenhang zwischen den Variablen der biomechanischen Analyse und dem Schweregrad der enthesiopathischen Veränderungen an der unteren Extremität der Frauen von Barbing

	n	CA	I _x	I _y	I _{max}	I _{min}	I _{max} /I _{min}	I _x /I _y	J
<i>M. gluteus maximus</i>	13	0,203 0,506	0,179 0,557	0,228 0,454	0,222 0,466	0,125 0,685	0,079 0,797	-0,198 0,517	0,085 0,782
Adduktoren	17	0,370 0,143	0,284 0,270	0,302 0,238	0,375 0,138	0,375 0,138	-0,400 0,112	-0,057 0,829	0,448 0,071
<i>Mm. gluteus medius et minimus</i>	8	0,178 0,673	-0,218 0,604	0,109 0,797	0,109 0,797	-0,436 0,280	0,600 0,116	-0,518 0,188	-0,027 0,949
<i>M. iliopsoas</i>	11	-0,235 0,487	-0,150 0,661	0,005 0,988	-0,050 0,884	-0,324 0,331	-0,164 0,629	0,060 0,861	-0,214 0,527
<i>M. quadriceps femoris</i>	14	0,096 0,744	0,039 0,894	0,342 0,232	0,123 0,676	0,346 0,225	-0,231 0,427	-0,312 0,277	0,231 0,427
<i>M. soleus</i>	14	0,280 0,331	0,502 0,068	0,201 0,490	0,386 0,173	0,340 0,234	0,039 0,894	0,104 0,723	0,368 0,196
<i>M. triceps surae</i>	7	-0,510 0,242	-0,170 0,715	-0,586 0,167	-0,416 0,354	-0,076 0,872	-0,057 0,904	0,510 0,242	-0,246 0,595
<i>M. flexor digitorum brevis</i>	5	-0,289 0,638	-0,577 0,308	-0,289 0,638	-0,289 0,638	-0,866 0,058	0,577 0,308	-0,577 0,308	-0,577 0,308

Abkürzungen und Definitionen der Untersuchungsvariablen: Kapitel 4.3.1. n = Anzahl der Individuen. Die Ergebnisse sind folgendermaßen aufgelistet: die obere Zeile bezüglich eines Merkmals zeigt den Korrelationskoeffizienten (Spearman's Rho), die untere Zeile zeigt das statistische Signifikanzniveau (zweiseitiger Test). Signifikanzniveaus: * = p ≤ 0,05 (signifikant) ** = p ≤ 0,01 (hoch signifikant). Signifikante Korrelationen sind dick gedruckt.

Mit diesen Ergebnissen liegt ein starkes Argument für die hohe Abhängigkeit der Entwicklung der Schaftform von der mechanischen Belastung durch spezifische Muskeln vor. Bei den Frauen von Xcambó kann ein klarer Verhältniszusammenhang zwischen den biomechanischen Variablen und dem Grad der enthesiopathischen Veränderungen an den Muskeln, die überwiegend medio-laterale Biegekkräfte verursachen, festgestellt werden. Dieser trifft für die anderen Kollektive nicht zu. Welche spezifischen Tätigkeiten damit in Verbindung stehen, bleibt unklar. Zusätzlich können zudem auch Besonderheiten der Hüftgelenksmorphologie als weitere Ursache der Entwicklung der höheren medio-lateralen Biegeungsrigidität bei den Xcambóer Frauen nicht ausgeschlossen werden. Die Übertragung von Kräften auf die Langknochen der unteren Extremität ist stark abhängig von der Anatomie des Hüftgelenks. Leichte Veränderungen dieser Kraftübertragung können eine starke Verschiebung der Kraftverhältnisse in der Femurdiaphyse verursachen. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Frauen der Maya aufgrund einer für sie typischen Hüftgelenksmorphologie einer im Verhältnis höheren medio-lateralen Biegebelastung der Beinknochen unterlagen. Weitere morphologische Studien können dazu in Zukunft möglicherweise weitere Aufschlüsse geben.

5.7.5. Mögliche Ursachen für die Entstehung der makromorphologischen Formtypen der Femurquerschnitte

Die Form der Femurquerschnitte wurde nicht nur anhand der computergestützten biomechanischen Analyse untersucht, sondern auch anhand ihrer makromorphologischen Besonderheiten. Dabei wurden vier sich klar voneinander unterscheidende Typen differenziert. Diese zeichnen sich jeweils durch in spezifischen Lagen auftretende Ausbuchtungen der periostalen Kontur aus. Die Verteilung der Femurformtypen zeigt eine klare Geschlechtsabhängigkeit. Typ I, mit seiner starken antero-posterioren Ausdehnung des gesamten Knochenquerschnitts, kommt fast ausschließlich bei Männern vor. Die bei den Männern im Gegensatz zu den Frauen verringerte medio-laterale Biegebelastung spiegelt sich darin wieder. Typ II zeigt dagegen eine verhältnismäßig hohe medio-laterale Ausdehnung und eine Ausbuchtung der Querschnittskontur im medialen Bereich der Diaphyse, nahe der *Linea aspera* (Abbildung 5). Dieser Typ dominiert ebenfalls in der Stichprobe männlicher Individuen. Die für die Frauen charakteristischen Typen III und IV zeigen insgesamt eine deutlich stärkere medio-laterale Ausdehnung des Knochenschafts, welche mit dem in Relation verbreiterten

Becken der Frauen und der daraus resultierenden höheren medio-lateralen Biegeb Belastung des Femurs zusammenhängt. Zudem zeigt sich bei diesen beiden Typen eine entweder medial oder lateral liegende Ausbuchtung der Schaftkontur.

Es stellt sich nun die Frage worin, neben der in der Regel höheren medio-lateralen Belastung der Frauen, die Ursache für die Ausbildung dieser verschiedenen Formtypen liegt. Wodurch variiert die Lage der konturellen Ausbuchtungen (welche bei Typ II und IV medial, bei Typ III dagegen lateral liegt) auch innerhalb der beiden Geschlechtsgruppen? Eine mögliche Erklärung liegt in der über die geschlechtsspezifischen Differenzen hinausgehenden anatomischen Variabilität des Hüftgelenks. Dazu zählt unter anderem der Anteversionswinkel des Femurs. Beim Erwachsenen liegt dieser bei durchschnittlich 12 Grad. Um zu prüfen, ob ein Zusammenhang zwischen der Entwicklung der Formtypen und der physiologischen Drehung des Femurs besteht, wurde dieser Winkel an den Barbinger Skeleten gemessen. Abbildung 41 zeigt die durchschnittlichen Größen des Winkels entsprechend der vier Formtypen. Am rechten Femur liegen die durchschnittlichen Winkelwerte bei den Formtypen I und II deutlich niedriger als bei den Typen III und IV. Auch am linken Femur lässt sich dieser Trend feststellen, allerdings ist er hier nicht so deutlich. Offensichtlich liegt eine geschlechtsspezifische Ausbildung des Anteversionswinkels vor. Bei den Männern von Barbing ist der Winkel durchschnittlich kleiner als bei den Frauen. Da der Winkel jedoch jeweils innerhalb einer Geschlechtsgruppe relativ konstant ist, können die Ergebnisse die Formdifferenz zwischen Typ III (laterale Konturausbuchtung) und Typ IV (mediale Konturausbuchtung) beispielsweise nicht erklären.

Es ist weiterhin möglich, dass morphologische Besonderheiten der Weichteile, insbesondere die Lage von Muskelansatz- oder Muskelursprungsstellen für die Variabilität der Lage der Ausbuchtungen am Femur verantwortlich sind. Zum einen beeinflussen auch sie die Kraftverteilung im Femurschaft, zum anderen verursachen sie an den jeweiligen Kontaktstellen mit dem Knochen eine mechanische Belastung, durch die formative Reaktionen hervorgerufen werden können (vgl. Kapitel 4.5.). Entsprechende Zusammenhänge sind jedoch am Skelet nur sehr begrenzt analysierbar. Weitere Studien auf diesem Gebiet wären in Zukunft von besonderem Interesse.

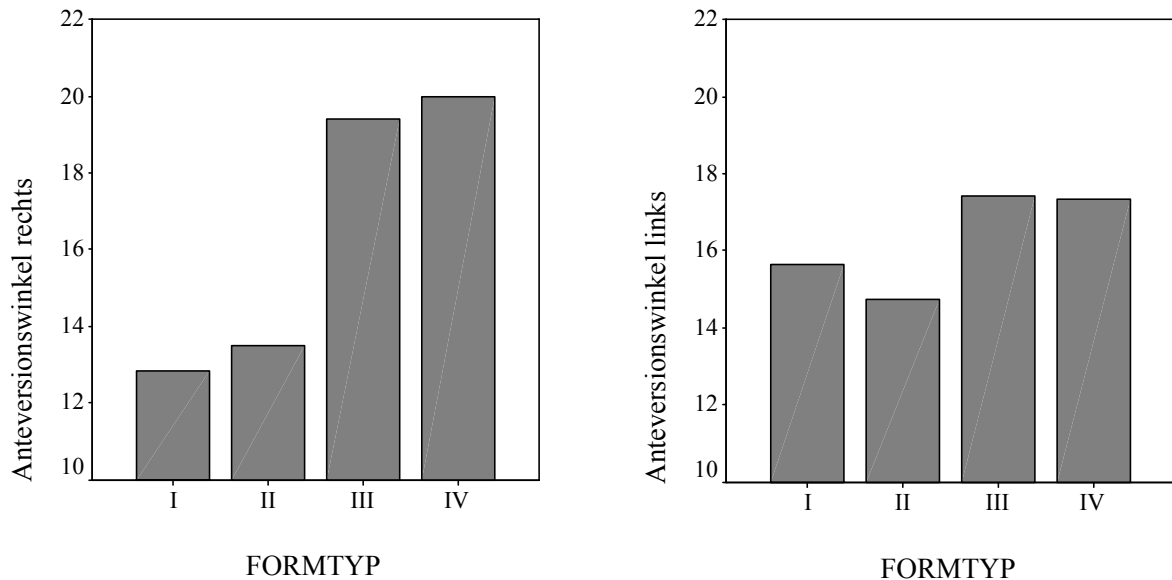


Abbildung 41: Die Größe des Anteversionswinkels des Femurs bei den Individuen von Barbing entsprechend den vier Formtypen des Femurs.

Während der Zuordnung der Femurquerschnitte der beiden Stichproben zu den vier makromorphologischen Formtypen konnte eine bemerkenswerte Differenz im Ausprägungsgrad der für die Formtypen charakteristischen Merkmale zwischen den beiden Populationen festgestellt werden. Insgesamt ließ sich bei den Xcambóern eine durchschnittlich prominentere Ausprägung der jeweiligen konturellen Ausbuchtungen nachweisen. Dies zeigt, wie auch schon durch die biomechanische Analyse bestätigt wurde, dass die Xcambóer insgesamt einer höheren physischen Belastung unterlagen als die Barbinger. Vermutlich kann auch angenommen werden, dass die Xcambóer in ihrem Alltag gleichförmigeren physischen Belastungen unterlagen, denn ein breiteres körperliches Bewegungs- und Belastungsspektrum würde stärker die Entwicklung einer abgerundeteren Schaftkontur fördern, wie sie bei den Barbingern nachweisbar ist.

5.7.6. Seitendifferenzen am Femur

Obwohl die physische Belastung der unteren Extremität während der Lokomotion beidseitig überwiegend ausgeglichen ist, konnten in beiden Stichproben auffällige Seitendifferenzen nachgewiesen werden. Interessanterweise betrafen diese in der Xcambóer Stichprobe vorwiegend die männlichen Individuen, in der Barbinger Stichprobe dagegen die weiblichen. In

diesen beiden Stichproben zeigte jeweils das linke Bein eine höhere physische Belastungsanpassung (Robustizität und antero-posteriore Biegungsanpassung) als das rechte.

Studien zufolge liegt beim Menschen für das linke Bein, wie auch für den rechten Arm, eine generelle Seitenpräferenz vor (Ingelmark 1946; Macho 1991). Diese kann, durch die höhere Beanspruchung des dominanten Beins, auch morphologische Seitendifferenzen zur Folge haben²¹. Die Seitendifferenzen in der Stichprobe der männlichen Individuen von Xcambó und in der Stichprobe der weiblichen Individuen von Barbing sind hoch signifikant. Dies bedeutet, dass sie offensichtlich nicht nur bei einzelnen Individuen auftraten. Aus diesem Grund ist es wahrscheinlich, dass sie das Resultat spezifischer habitueller Aktivitäten darstellen, bei denen das linke Bein stärker belastet wurde als das rechte. Es ist beispielsweise denkbar, dass die Individuen der beiden Kollektive regelmäßig Tätigkeiten verrichteten, während derer der Körper aus der hockenden oder knienden Position aufgerichtet werden musste, wobei währenddessen das dominante Bein stets stärker belastet wurde als das nicht-dominante. Ruff und Hayes (1983b) brachten mit dieser Begründung eine von ihnen nachgewiesene höhere Robustizität des linken Femurs in einer Pecos Pueblo population mit der Arbeit auf dem Feld in Verbindung (vgl. auch Ruff 1992). Bei den Männern der Maya könnte, als spezifische Tätigkeit, das Paddeln in kniender Position eine Rolle gespielt haben. Zusätzlich, so auch bei den Frauen von Barbing, ist auch ein Zusammenhang mit der Feldarbeit nicht auszuschließen.

Neben den Seitendifferenzen der Form und der Robustizität der Femora liegen in den beiden betroffenen Stichproben erwähnenswerte Seitendifferenzen der enthesiopathischen Veränderungen an der unteren Extremität vor. In der Stichprobe der männlichen Individuen der Maya lässt sich eine hohe Asymmetrie der enthesiopathischen Veränderungen am *Trochanter minor* feststellen. Diese erweisen sich auf der linken, auch biomechanisch stärker beanspruchten Seite, als deutlich schwerwiegender. Der am *Trochanter minor* ansetzende *M. iliopsoas* ist der wichtigste Muskel für die Anteversion im Hüftgelenk. Zudem wirkt er als Außenrotator des Hüftgelenks. Besonders auffällig sind des weiteren die Seitendifferenzen des Ausprägungsgrades der *Poiriers Facie*. Laut einiger Autoren besteht ein Zusammenhang der *Poiriers Facie* mit der Hockstellung, bei der die Person mit angewinkelten Knien, gebeugtem Hüftgelenk und flach auf dem Boden aufliegenden Füßen verweilt (Angel 1960; Kennedy 1989). Der Schweregrad der *Poiriers Facie* ist am rechten Bein der Männer von Xcambó deutlich stärker als am linken. Im

²¹ Letztere können außerdem durch Fehlstellungen der Gelenke, und eine dadurch verursachte Veränderung der Kraftverteilung in den Langknochen verursacht werden (Perry 1992).

Gegensatz dazu liegt er bei den Frauen von Barbing am linken Femur höher als am rechten. Da sich demzufolge in den beiden Stichproben ein gegensätzliches Bild zeigt, scheinen die Ursachen für die Entwicklung der *Poiriers Facie* und die Entstehung der Seitendifferenzen der Form und der Robustizität nicht zusammenzuhängen.

5.7.7. Enthesiopathische Veränderungen und spezifische Aktivitäten

Insgesamt konnten in beiden Populationen starke enthesiopathische Veränderungen an den Muskelansatz sowie -ursprungsstellen der unteren Extremität festgestellt werden. Die Xcambóer und die Barbinger verrichteten körperlich verhältnismäßig stark beanspruchende Arbeiten. Im folgenden werden einzelne, besonders auffällige Merkmale und deren möglicher Zusammenhang mit spezifischen Tätigkeiten angesprochen.

Die Beinmuskeln werden beim Hinsetzen als auch beim Aufrichten des Körpers besonders beansprucht (Baer & Durward 1999). Das Aufrichten erfordert mehr Kraft als das Hinsetzen. Der dabei am stärksten belastete *M. quadriceps femoris* zeigt bei den Männern und Frauen von Xcambó starke enthesiopathische Veränderungen. Insbesondere die Werte der Männer von Xcambó sind auffallend hoch. Auch an der Ursprungsstelle des *M. soleus* sowie des *M. flexor digitorum brevis* zeigen sich bei den Männern und Frauen von Xcambó starke Veränderungen. Passend dazu konnte von Hurtado Cen (2004) auch eine hohe Häufigkeit von degenerativen Gelenkveränderungen am Kniegelenk nachgewiesen werden. Möglicherweise deuten diese Ergebnisse darauf hin, dass die Xcambóer mehr Tätigkeiten in einer hockenden bzw. knienden Position verrichteten als die Barbinger. Zu diesen Tätigkeiten zählt bei den Männern von Xcambó möglicherweise das Kanufahren, bei dem, wie bereits erwähnt, eine hockende bzw. kniende Stellung eingenommen wurde (McKillop 2005). Bei den Frauen spielt vermutlich das Mahlen auf dem Reibstein die entscheidende Rolle. Dabei knien die Frauen vor dem Mahlstein, die Hüfte liegt kurz oberhalb der Fersen und die Großzehe ist angewinkelt (Gervais & Calgua 2001). Um die Reibwalze möglichst kraftvoll nach vorne schieben zu können, wird der gesamte Körper leicht aufgerichtet. Dazu werden das Hüftgelenk, das Kniegelenk sowie das Sprunggelenk gestreckt. Bei den Barbingern sind die erwähnten Muskelansatz- bzw. Ursprungsstellen deutlich schwächer ausgeprägt. Zusätzlich war auch das Kniegelenk bei ihnen

das im Vergleich zu allen anderen großen Gelenken am schwächsten degenerativ veränderte (Detken 1991).

Eine mit Sicherheit sehr mühsame und kraftfordernde Aufgabe der Barbinger Männer, bei der auch die untere Extremität stark belastet wurde, war das Pflügen mit dem Hakenpflug (Galera & Garralda 1993). Dabei muss der Pflug unter großem Kraftaufwand in den Boden gedrückt werden, während der Ochse oder die Kuh ihn durch die Erde zieht. Wie bereits angesprochen, werden dabei die Arme stark beansprucht, jedoch helfen auch die Beine mit, ein Abgleiten des Pfluges im Boden zu verhindern. Dazu werden die Beine abduziert und die an der *Linea aspera* ansetzenden Adduktoren besonders beansprucht. Diese zeigen bei den Männern von Barbing starke enthesiopathische Veränderungen. Vermutlich können sie zumindest teilweise auf diese Tätigkeit zurückgeführt werden. Problematischerweise liegt der durchschnittliche enthesiopathische Schweregrad der Barbinger Frauen auch höher als der Schweregrad in den beiden Xcambóer Stichproben. Das Pflügen war jedoch eine fast ausschließlich von den Männern ausgeführte Tätigkeit. Nur in Ausnahmefällen wurde sie beispielsweise, so Galera und Garralda (1993), von einer Witwe übernommen. Es ist aus diesem Grund wahrscheinlich, dass die starken enthesiopathischen Veränderungen an der *Linea aspera*, bei den Männern zusätzlich zum Pflügen und bei den Frauen vollständig, die Folge einer anderen Tätigkeit sind. Wie bereits in der Diskussion um die enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität aufgezeigt wurde, wird auch hier wieder die Problematik einer Verknüpfung des Belastungsmusters mit spezifischen Aktivitäten deutlich.

Interessant ist der Schweregrad sowie die Häufigkeitsverteilung von Veränderungen an der *Poiriers Facie*. Sie wurden bereits im Zusammenhang mit den Seitendifferenzen an der unteren Extremität erwähnt. Neben der angesprochenen Hockstellung gelten auch das normale Gehen sowie das Reiten als mögliche Ursachen für die Ausbildung der *Poiriers Facie* (Capasso, Kennedy & Wilczak 1999). Der durchschnittlich höchste Schweregrad der *Poiriers Facie* konnte bei den Frauen von Barbing festgestellt werden, gefolgt von den Männern von Barbing. In der gesamten Xcambóer Population liegt der Schweregrad deutlich niedriger, insbesondere bei den Frauen von Xcambó ist er sehr gering. Da bis dato nur wenig über die Gründe für die Ausbildung der *Poiriers Facie* bekannt, muss die Frage nach den Ursachen des festgestellten Verteilungsmusters jedoch zunächst unbeantwortet bleiben.

5.8. Sexualdimorphismus und geschlechtsspezifische Arbeitsteilung

Beide Populationen zeigen, an der oberen als auch an der unteren Extremität, einen hohen Sexualdimorphismus im Belastungsmuster. Dieser betrifft die Robustizität, die Schaftform als auch die enthesiopathischen Veränderungen. Männer und Frauen der beiden untersuchten Populationen weisen sehr spezifische Anpassungsmuster auf. Man kann davon ausgehen, dass diese nicht ausschließlich anhand physiologischer Robustizitäts- bzw. Konstitutionsunterschiede erklärt werden können (Ruff 1992; Ruff & Hayes 1983b). Stattdessen stellen sie zusätzlich Anpassungsmuster an spezifische habituelle, physische Belastungsmuster dar und sind aus diesem Grund ein Beleg für die geschlechtsspezifische Arbeitsteilung in den beiden Populationen.

Interessanterweise konnte festgestellt werden, dass der Sexualdimorphismus der Variablen der biomechanischen Analyse bei den Maya durchschnittlich deutlich höher liegt als bei den Barbingern. Erneut liegt hier vermutlich ein Zusammenhang mit der Tatsache vor, dass die Xcambóer andere technische Errungenschaften nutzten als die Barbinger, und bei ihnen weder das Rad noch Vieh als Last- oder Transportmittel eingesetzt wurden. Gemeinsam mit der Energie, die die Maya über Generationen hinweg in die Errichtung prunkvoller Bauwerke investierten, stellt dies vermutlich die wichtigste Ursache des erhöhten Sexualdimorphismus dar.

5.9. Bioarchäologische Interpretation der Veränderungen in Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche

Wie bereits in Kapitel 3.1.1. angesprochen wurde, geht man davon aus, dass die Rolle Xcambós im Rahmen der yukatekischen Handelsaktivitäten im Verlauf des Klassikums bedeutenden Änderungen unterlag. Es wurde die These aufgestellt, dass die Bewohner der Siedlung, insbesondere die Männer, im späten Klassikum von einem Teil der körperlichen Arbeit befreit wurden und stattdessen verstärkt Aufgaben im administrativen Sektor übernahmen. Im folgenden wird diskutiert, ob diese Annahme anhand der vorliegenden Ergebnisse untermauert werden kann oder nicht.

5.9.1. Robustizität von Humerus und Femur

Es lässt sich am Humerus in der Stichprobe der männlichen Individuen eine deutliche Differenz der generellen Robustizität, ausgedrückt durch die Compactafläche (CA) sowie das generelle Bieugungsmoment (J), zwischen dem Kollektiv des frühen und dem Kollektiv des späten Klassikums nachweisen. Die Robustizität der männlichen Stichprobe des späten Klassikums ist geringer als die der männlichen Stichprobe des frühen Klassikums. Dies kann nicht nur am Humerus sondern auch am linken Femur festgestellt werden. Am rechten Femur lässt sich dagegen zwischen den Kollektiven des frühen und des späten Klassikums kein auffälliger Unterschied aufzeigen. Zusammenfassend kann dennoch die Annahme, die Männer von Xcambó seien in der späten klassischen Epoche aufgrund der Veränderungen an der Siedlung einer geringeren körperlichen Belastung unterlegen, untermauert werden.

Es ist besonders interessant, dass offensichtlich insbesondere die Robustizität der Knochen abnimmt, die im frühen Klassikum Zeichen einer außerordentlich hohen physischen Belastung zeigten. Dazu zählen der rechte Humerus und das linke Femur. Es lässt sich daraus folgern, dass Tätigkeiten, durch welche vor allem diese beiden Knochen belastet wurden, im späten Klassikum nicht mehr, oder weniger intensiv ausgeführt wurden. Zu diesen Tätigkeiten zählt vermutlich unter anderem die Mobilität auf Wasserwegen, da die Maya ihre Kanus mit einblättrigen Paddeln in einer einseitig knienden Position vorantrieben. Wurde die Mobilität auf Wasserwegen vor allem im späten Klassikum reduziert, so deutet dies möglicherweise darauf hin, dass Xcambó erst im späten Klassikum vollständig die Funktion einer Handelsumschlagsstätte einnahm. Produktion und Transport wurden erst dann tatsächlich primär durch Handelsmänner anderer Siedlungen übernommen, während die Männer von Xcambó überwiegend Tätigkeiten administrativer Art verrichteten (Andrews 1991).

Zwischen den Stichproben der weiblichen Individuen des frühen und des späten Klassikums lässt sich dagegen an Humerus und Femur überraschenderweise eine Steigerung der Robustizität nachweisen. Für die Frauen von Xcambó war aufgrund ihres stärker ans Haus gebundenen Tätigkeitsrahmens, trotz der Entwicklungen an der Siedlung, keine entscheidende Veränderung der körperlichen Gesamtbelastung zu erwarten. Daher stellt sich nun die Frage, worin die Ursache für die höhere Robustizität im späten Klassikum liegt. Wie aus den Tabellen 3 und 4 (Kapitel 3.2.) ersichtlich wird, liegt das durchschnittliche Sterbealter der Stichprobe der

weiblichen Individuen des späten Klassikums circa 5 Jahre höher als das der weiblichen Individuen des frühen Klassikums. Studien zufolge lässt sich ab dem 35. Lebensjahr pro Lebensjahrzehnt eine physiologische Verringerung der Compactafläche um 1,7-4% nachweisen (Feik, Thomas & Clement 1996). Die bei den Xcambóer Frauen festgestellte Vergrößerung der Compactafläche steht dieser eigentlich zu erwartenden physiologischen Abnahme der Compactafläche entgegen. Dadurch liegt die Wahrscheinlichkeit höher, dass die Robustizitätssteigerung der weiblichen Stichprobe der späten klassischen Epoche tatsächlich einer Belastungssteigerung zuzuschreiben ist. Da die Stichprobe der weiblichen Individuen des frühen Klassikums sehr klein ist, dürfen die dargelegten Zusammenhänge aber nicht überinterpretiert werden. Per Zufall könnte es sich bei den weiblichen Individuen der frühen klassischen Epoche um eine Auswahl besonders graziler Individuen handeln.

Die enthesiopathischen Veränderungen betreffend zeigen sich bei den Männern und Frauen von Xcambó ebenfalls unterschiedliche Tendenzen. Während bei den Männern keine bemerkenswerte Veränderung feststellbar ist, zeigt sich in der Stichprobe der weiblichen Individuen eine allgemeine Steigerung des durchschnittlichen Schweregrades enthesiopathischer Veränderungen. Dies gilt für die untere als auch für die obere Extremität. An den Muskelansatzstellen des Schultergürtels (*Crista tuberculi minoris* sowie *Crista tuberculi majoris*) ist diese Steigerung besonders auffällig. Da die enthesiopathischen Veränderungen im Erwachsenenalter einer graduellen, altersabhängigen Steigerung unterliegen, kann nicht ausgeschlossen werden, dass der Unterschied des durchschnittlichen Sterbealters der beiden Stichproben der weiblichen Individuen zumindest eine Teilursache der Differenzen darstellt. Es ist dennoch interessant, dass die Ergebnisse der Untersuchung der beiden unterschiedlichen physischen Belastungsmerkmale (biomechanische Eigenschaften der Diaphyse und Enthesiopathien) sich gegenseitig untermauern. Dadurch erhöht sich die Wahrscheinlichkeit, dass die im späten Klassikum höher liegende Robustizität in dem weiblichen Kollektiv tatsächlich die Folge einer Belastungssteigerung ist. Erneut muss an dieser Stelle jedoch auch an die kritische Stichprobengröße der weiblichen Individuen der frühen klassischen Epoche erinnert werden. Letztendlich kann anhand der vorliegenden Ergebnisse nicht geklärt werden, ob die Entwicklung, die in der Stichprobe der weiblichen Individuen von Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche festgestellt werden kann tatsächlich die Folge einer erhöhten körperlichen Belastung in der späten klassischen Epoche widerspiegelt.

Weiterhin interessant ist die Tatsache, dass sich die Frauen von Xcambó während des gesamten Klassikums durch eine bemerkenswert geringe bilaterale Asymmetrie auszeichnen. Bei den Männern verursachen die unterschiedlichen Entwicklungen der beiden Arme (deutliche Abnahme der Robustizität des rechten Humerus und schwächere Abnahme am linken Humerus) dagegen eine Steigerung der Seitendifferenz. Letztere liegt im späten Klassikum wesentlich höher als im frühen Klassikum. Welche Ursachen dies hat, muss an dieser Stelle offen bleiben. Die geringe Seitendifferenz bei den Frauen kann auf das Mahlen von Mais und anderen Nahrungsmitteln mit dem Reibstein und der Reibwalze zurückgeführt werden. Die Maya nutzten verschiedene Formen von Reibwalzen und Reibsteinen. Im Klassikum war der Gebrauch einer länglichen Reibwalze üblich, die auf einem leicht ausgehöhlten Reibstein mit beiden Armen abgerollt wird. Später, vor allem in der nachklassischen Epoche verwendete Reibwalzen – die „mocajetes“ –, wurden seitlich an der Mahlfläche entlanggeschoben, wobei die steinerne Walze nur mit einer Hand gehalten wurde, das heißt nur ein Arm wurde stark belastet. Die Tatsache, dass bei den Frauen von Xcambó im späten Klassikum keine höhere Seitendifferenz feststellbar ist als bei den Frauen des frühen Klassikums kann als Nachweis dafür gelten, dass in beiden Epochen überwiegend längliche Reibwalzen eingesetzt wurden, auf die mit beiden Händen Druck ausgeübt wird. Die Verwendung von „molcajetes“ spielte in der klassischen Epoche offensichtlich noch eine untergeordnete Rolle.

5.9.2. Veränderungen der Diaphysenform von Humerus und Femur

Am Humerus zeigt sich bei den Männern und Frauen von Xcambó beim Vergleich der Stichprobe des frühen mit der des späten Klassikums keine drastische Formdifferenz. In der Stichprobe männlicher Individuen liegt I_{\max}/I_{\min} in den beiden Epochen fast gleich, in der Stichprobe weiblicher Individuen liegt I_{\max}/I_{\min} im späten Klassikum geringfügig höher als im frühen Klassikum. Dies bedeutet, dass die Humerusdiaphysen der Frauen aus dem späten Klassikum ovaler waren als die der Frauen aus dem frühen Klassikum. Diese Feststellung steht im Einklang mit der im späten Klassikum höher liegenden Robustizität sowie den stärkeren enthesiopathischen Veränderungen und untermauert die angesprochene Möglichkeit einer graduellen Steigerung der körperlichen Belastung der Frauen von Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche. Da die Veränderung jedoch schwach ist, darf dieser Zusammenhang nicht überinterpretiert werden.

Wie bereits in den Ergebnissen beschrieben, liegt das Verhältnis von der antero-posterioren zur medio-lateralen Biegebelastbarkeit (I_x/I_y) am Femur, dessen möglicher Zusammenhang mit dem Mobilitätsgrad bereits diskutiert wurde (Kapitel 6.7.4.1.), bei den Männern und den Frauen im späten Klassikum niedriger als im frühen Klassikum. Insbesondere die Diaphysenform des rechten Femurs der Stichprobe männlicher Individuen ist im späten Klassikum deutlich runder als im frühen Klassikum und gleicht sich der Form des linken Femurs an. Damit liegt ein weiterer Hinweis darauf vor, dass die Tätigkeiten, die im späten Klassikum nicht mehr oder seltener ausgeführt wurden, zu denjenigen gehörten, die an der unteren Extremität eine besonders einseitige physische Belastung verursachten.

Der prozentuale Sexualdimorphismus der Femurdiaphysenform verändert sich aufgrund der auf den beiden Körperseiten unterschiedlich ablaufenden Entwicklungen vor allem für das rechte Femur. Er verringert sich beinahe um die Hälfte, von 33,3% auf 16,9%. Die Veränderung des prozentualen Sexualdimorphismus von I_x/I_y am linken Femur ist unerheblich. Insgesamt ist selbst der prozentuale Sexualdimorphismus, der für die Individuen des späten Klassikums ermittelt werden kann, im Vergleich zu anderen sesshaften Populationen auffallend hoch (vgl. dazu Kapitel 6.7.4.2. und Tabelle 42). Die Ursache der hohen Formdifferenz zwischen Männern und Frauen liegt, wie bereits angesprochen, im hohen medio-lateralen Trägheitsmoment der Stichprobe der weiblichen Individuen.

Besonders auffällig ist die Entwicklung der Muskelansatzstelle des *M. triceps brachii* in der Stichprobe der männlichen Individuen. Im späten Klassikum kann eine, im Vergleich zum frühen Klassikum, deutlich geringere enthesiopathische Affektion nachgewiesen werden. Der *M. triceps brachii* dient der Streckung des Ellenbogengelenks, die unter anderem beim Paddeln eine wichtige Rolle spielt. Demzufolge könnten die signifikant schwächeren enthesiopathischen Veränderungen am *Olecranon* im späten Klassikum erneut mit der Abnahme der Mobilität auf Wasserwegen zusammenhängen. Einige Autoren bringen enthesiopathische Veränderungen am *Olecranon* auch mit dem Auswerfen schwerer Netze für den Fischfang in Verbindung (vgl. z.B. Binder, Uerpmann & Henke 2005). Entsprechende Enthesiopathien wurden zudem bei Holzfällern und modernen Baseballspielern nachgewiesen (Dutour 1986). Bei den Maya entwickelten sie sich möglicherweise auch durch das Fällen von Bäumen, beispielsweise während der Säuberung der Felder vor einer Brandrodung, sowie durch die Herbeischaffung und

das in Form bringen von steinernem Baumaterial aus Steinbrüchen. Folglich kann auch ein Zusammenhang mit den Konstruktionstätigkeiten an der Siedlung nicht ausgeschlossen werden.

5.9.3. Die Rolle nicht-mechanischer Einflussfaktoren beim Intra-Populationsvergleich

Beim Vergleich mehrerer Stichproben einer Population (Intra-Populationsvergleich) ist eine Berücksichtigung bzw. eine Einschätzung der Einflussgrößen anderer, nicht-mechanischer Einflussfaktoren besser möglich als beim Vergleich zweier unterschiedlicher Populationen. Beispielsweise können einschneidende Änderungen der Lebensgewohnheiten (insbesondere Veränderungen der Nahrungszusammensetzung) in der Regel relativ gut aufgezeigt werden. Zu den dazu angewendeten Methoden gehören unter anderem Studien der Spurenelemente und der stabilen Isotope. Aber auch Methoden, die indirekten Aufschluss über die Ernährungslage eines Kollektivs geben, wie z.B. die Studie krankhafter Veränderungen und Mangelercheinungen am Skelet, können diesem Zweck dienen. So konnte beispielsweise durch Spurenelementuntersuchungen nachgewiesen werden, dass sich die Nahrungszusammensetzung der Maya von Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche nicht entscheidend verändert hat (Tiesler Blos 2001b). Auch spielen beim Intra-Populationsvergleich genetische und klimatische Einflüsse keine bedeutende Rolle. Die meisten biomechanischen Studien untersuchen den Wandel des physischen Belastungsmusters zwischen Kollektiven einer geographischen Region beim Übergang von der nomadisierenden zur produzierenden Wirtschaftsweise (Bridges 1989; Fresia, Ruff & Larsen 1990; Larsen & Ruff 1991). An diesen können laut Ruff (2000) Veränderungen des physischen Belastungsmusters am direktesten untersucht werden. Gerade ein entsprechender Übergang ist jedoch mit einer gravierenden Veränderung der Nahrungszusammensetzung verknüpft (Cohen & Armelagos 1984; Roosevelt 1984).

6. KURZDARSTELLUNG DER ERGEBNISSE UND SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die wichtigsten aus dieser Arbeit abzuleitenden Befunde und Ergebnisse sind im folgenden zusammengefasst:

Zunächst wurden histomorphometrische Methoden zur Untersuchung der Belastung aufgrund methodischer Defizite abgelehnt. Gründe dafür waren unter anderem die in dieser Arbeit als Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur und „endostale Tangentiallamellenbuchten“ bezeichneten mikrostrukturellen Besonderheiten. Diese nehmen zum Teil große Flächen der Compacta ein. Vor der Durchführung eines entsprechenden histomorphometrischen Verfahrens muss deswegen genau geklärt werden, wie diese abweichenden mikrostrukturellen Merkmale in einer quantitativen, histomorphometrischen Studie berücksichtigt werden können. Anstelle einer histomorphometrischen Analyse erfolgte in dieser Arbeit eine detaillierte Beschreibung der beiden erwähnten histologischen Strukturen und eine Diskussion ihrer möglichen Zusammenhänge mit der Mechanik des Langknochens. Da die langen, auf transversaler Ebene im Humerusschaft verlaufenden Gefäßkanäle mit „federartiger“ Kollagenstruktur nur im Humerus nachgewiesen werden konnten, hängt ihre Entwicklung sehr wahrscheinlich mit der Tatsache zusammen, dass in diesem Knochen kaum Druckkräfte auftreten. „Endostale Tangentiallamellenbuchten“ stellen möglicherweise Compactaregionen dar, an denen die Markröhre während des Wachstums durch endostale Appositionsprozesse in Form gebracht und zur Realisierung der Wachstumsdrift räumlich versetzt wurde. Mit Sicherheit handelt es sich um Material, das sich aufgrund struktureller Besonderheiten durch ein anderes mechanisches Verhalten auszeichnet als periostal synthetisiertes Knochengewebe. Dadurch kann unter anderem die Tatsache erklärt werden, dass die „endostalen Tangentiallamellenbuchten“ von sekundären Umbauprozessen ausgeschlossen bleiben. Möglicherweise, so eine zusätzliche Theorie, bleibt diese Compactaregion während einer mechanischen Belastung des Knochenschafts von äußeren Krafteinwirkungen größtenteils verschont, so dass der sekundäre Umbau auch aufgrund einer fehlenden mechanischen Spannung ausbleibt. Damit könnte die Größenvariabilität der Bucht erklärt werden: der Grad der Integration der Bucht in das Kraftverteilungsmuster des Knochens determiniert ihre Größe.

Physisches Belastungsmuster der Maya von Xcambó:

Der Humerus zeigt eine, in der Stichprobe der männlichen und der weiblichen Individuen durchgehend feststellbare, stark ovale Diaphysenform. Das Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment beträgt an der Schaftmitte nahezu 2:1. Insgesamt sind die Maya deutlich robuster als die Barbinger. Bei den Männern lässt sich eine signifikante Seitendifferenz der Robustizität, der Diaphysenform sowie der enthesiopathischen Veränderungen an der oberen Extremität nachweisen. Bei den Frauen ist die Robustizität und die Form der beiden Oberarmknochen dagegen sehr symmetrisch. Das Ausmaß der Seitendifferenz der enthesiopathischen Veränderungen unterscheidet sich dagegen nicht wesentlich von demjenigen der Männer. Auch die untere Extremität der Maya erweist sich in der Stichprobe der männlichen als auch der weiblichen Individuen als deutlich robuster als die der Barbinger. Die Männer des Kollektivs zeichnen sich durch eine Diaphysenform aus, die einem Populationsvergleich zufolge für sesshafte Populationen charakteristisch ist. Die Frauen von Xcambó zeigen eine außergewöhnlich hohe medio-laterale Biegebelastbarkeit an der Schaftmitte des Femurs. Aus diesem Grund liegt bei den Xcambóern eine auffallend hohe prozentuale Sexualdifferenz der Femurform vor. Bei den Männern von Xcambó lässt sich an der unteren Extremität zudem eine bemerkenswerte Seitendifferenz feststellen. Das rechte Femur ist deutlich robuster und zeigt eine wesentlich stärkere Ausdehnung der Diaphyse in antero-posteriorer Richtung. Bei den Frauen sind die Seitendifferenzen an der unteren Extremität unbedeutend. Insgesamt lässt sich bei den Xcambóern ein sehr hoher Sexualdimorphismus nachweisen.

Physisches Belastungsmuster der germanischen Population von Barbing-Kreuzberg:

Die Humerusdiaphyse der Barbinger ist im Vergleich zu der der Xcambóer deutlich runder, das Verhältnis von maximalem zu minimalem Trägheitsmoment beträgt an der Schaftmitte ca. 3:2. Die Barbinger sind weniger robust als die Maya. In der Stichprobe der männlichen und der weiblichen Individuen lässt sich an der oberen Extremität bei den biomechanischen Variablen als auch bei den enthesiopathischen Veränderungen eine Seitendifferenz nachweisen. Auch an der unteren Extremität ist die Robustizität der Barbinger deutlich geringer als die der Maya. Die Frauen von Barbing zeigen, im Vergleich zu allen anderen Stichproben, die geringste generelle Robustizität. Beide Barbinger Geschlechtsgruppen lassen sich, die Diaphysenform der Femurmitte betreffend, ohne auffallende Abweichungen in die Reihe sesshafter Populationen einordnen. Bei den Frauen der Barbinger Stichprobe lässt sich zudem eine signifikante Seitendifferenz der unteren Extremität feststellen. Die Form als auch die Robustizität des

Knochenschafts ist bemerkenswert asymmetrisch. Bei den Barbingern sind an der unteren Extremität keine bemerkenswerten Seitendifferenzen nachweisbar. Insgesamt liegt der Sexualdimorphismus bei den Barbington im Vergleich zu den Xcambóern niedriger.

Die Diskussion über Zusammenhänge zwischen den physischen Belastungsmustern und archäologischen Hypothesen über habituelle Aktivitätsmuster der beiden Populationen ergab die folgenden Schlussfolgerungen:

Die physischen Belastungsmuster der beiden Populationen resultieren zum Teil aus der geographischen Lage der jeweiligen Siedlung (Küste bzw. Inland). Zahlreiche kraftfordernde Tätigkeiten (Paddeln, Rudern, Schwimmen, etc.), die in der Regel nur von küstennah lebenden Populationen regelmäßig ausgeführt werden, verursachen eine besonders hohe physische Belastung der oberen Extremität. Für die physische Belastung der unteren Extremität spielt die Lage der Siedlung bei sesshaften Kollektiven dagegen keine wichtige Rolle. Tatsächlich lässt sich bei den Maya von Xcambó ein Belastungsmuster nachweisen, welches, im Vergleich zu den Barbington, eindeutig die Annahme einer vergleichsweise höheren Belastung ihrer oberen Extremität untermauert. Diese ist vermutlich zumindest teilweise mit der Tätigkeit des Paddelns in Verbindung zu setzen. Letztere spielte bei den Barbington mit Sicherheit eine untergeordnete Rolle.

Im Gegensatz zur germanischen Population unterlagen die Maya aufgrund des Fehlen von Tieren als Transport-, Zug- oder Lastmittel sowie dem fehlenden Gebrauch des Rads einer deutlich höheren körperlichen Belastung. Interessanterweise erweist sich bei den Maya nicht nur die Robustizität der oberen Extremität sondern auch die der unteren Extremität im Gegensatz zur Robustizität der Barbington als wesentlich höher. Dies hängt sehr wahrscheinlich mit der Tatsache zusammen, dass die Maya nicht die gleichen „Über-Land-Transportmittel“ (Karren, Kutschen und Zugtiere) wie die Barbington nutzten, so dass aus dem Tragen von Lasten eine entscheidend höhere physische Gesamtbelastung resultierte. Zusätzlich ist zu bedenken, dass die Maya über Generationen hinweg außerordentlich viel Energie in die Konstruktion großer, steinerner, mit zeremoniellen Zwecken in Verbindung zu bringender Bauwerke investierten. Entsprechende Konstruktionsleistungen kamen bei den Barbington nicht vor. Möglicherweise resultiert aus diesen Gegebenheiten auch der bei den Xcambóern im Gegensatz zu den Barbington deutlich

höher liegende prozentuale Sexualdimorphismus. Insbesondere die Männer waren einer besonders hohen physischen Belastung ausgesetzt.

Der regelmäßige Einsatz von Reibstein und Reibwalze äußert sich in einer hohen Symmetrie der oberen Extremität. Die Frauen von Barbing, welche durch die Erfindung der Drehmühle von dieser kraftfordernden Tätigkeit befreit wurden, zeigen eine klare Seitendifferenz der beiden Humeri. Bei den Frauen der Maya konnte dagegen eine entsprechend hohe Symmetrie nachgewiesen werden. Damit kann zum einen die oben formulierte These sowie gleichzeitig die Annahme unterstützt werden, dass die Xcambóer in der klassischen Epoche die längliche „metate“ verwendeten, welche mit zwei Händen gehalten wird, und nicht die im Postklassischen überwiegend eingesetzten „molcayetes“, welche mit nur einer Hand gehalten werden.

Xcambó war eine Rast- und Umschlagsstätte. Dies bedeutet, dass die Bewohner der Siedlung überwiegend körperlich wenig belastende, administrative Aufgaben übernahmen. Unter anderem lässt sich daraus die Annahme ableiten, dass die Xcambóer Männer trotz der intensiven Handelstätigkeit, keinen wesentlich größeren Aktionsradius hatten als die Barbinger. Tatsächlich konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass die Femurdiaphysenform der Xcambóer und der Barbinger Männer tatsächlich nicht bemerkenswert von der anderer sesshafter Populationen abweicht. Betrachtet man das Belastungsmuster der unteren Extremität isoliert, so sprechen die Hinweise folglich zunächst für die These, Xcambó sei eine Umschlagsstätte gewesen. Zwar unterlagen die Xcambóer Männer einer höheren physischen Gesamtbelastung, ihr Mobilitätsgrad unterschied sich aber nicht sehr stark von dem der Barbinger und dem anderer sesshafter Populationen. Zieht man jedoch das Belastungsmuster der oberen Extremität in die Betrachtung mit ein, kann dennoch weiterhin angezweifelt werden, ob der These wirklich zuzustimmen ist. Möglicherweise wurden überwiegend Wasserwege genutzt, so dass Handelsaktivitäten primär eine hohe physische Belastung der oberen Extremität verursachten. Zusätzliche archäologische Untersuchungen sind notwendig, um die Rolle Xcambós im Handelsnetzwerk der Maya weiter aufzuklären.

Xcambós Rolle im Rahmen der yukatekischen Handelsaktivitäten wandelte sich im Verlauf der klassischen Epoche. Dieser Wandel führte eine bedeutende Veränderung des Aktivitätsspektrums der Bewohner der Siedlung mit sich. Veränderungen des Sozialstatus der Xcambóer und paläodemographische Analysen lassen die Annahme zu, dass insbesondere die Xcambóer

Männer im späten Klassikum von einem großen Teil der körperlich schweren Arbeit befreit wurden, immer seltener den Transport von Waren über weitere Handelsstrecken selbst antraten und stattdessen zunehmend administrative Aufgaben übernahmen. Diese Annahme lässt sich am aufgezeigten physischen Belastungsmuster durch eine deutliche Abnahme der Robustizität in der Stichprobe der männlichen Individuen untermauern. Interessanterweise nimmt insbesondere auch die im frühen Klassikum ausgesprochen hohe bilaterale Asymmetrie von Humerus und Femur ab. Eine Tätigkeit, die in diesem Zusammenhang möglicherweise eine wichtige Rolle spielt, ist das Paddeln, denn die Maya paddelten in einer einseitig knienden Position mit einem einblättrigen Paddel. Zusammengefasst zeigen die Feststellungen einen interessanten Zusammenhang mit der soeben angesprochenen These, Xcambó sei im wesentlichen eine Umschlagsstätte gewesen. Es ist möglich, dass diese Funktion erst im späten Klassikum angenommen wurde. Während die Männer von Xcambó im frühen Klassikum noch vermehrt lange Handelsstrecken zur See zurücklegten, übernahmen sie insbesondere im späten Klassikum überwiegend administrative Aufgaben. Diese Hypothese wird auch durch die an der Siedlung geborgenen Grabbeigaben untermauert, welche im späten Klassikum eine klare Statusverbesserung der Bewohner Xcambós belegen.

Weitere Schlussfolgerungen, die aus dieser Arbeit abzuleiten sind:

Es existieren vier makromorphologische Formtypen des Diaphysenquerschnitts der Femurmitte. Ihre Entstehung ist abhängig von der mechanischen Belastung des Knochens.

Die Feststellung einer klaren Geschlechtsabhängigkeit der vier in dieser Arbeit definierten Formtypen der Femurquerschnitte deutet auf einen möglichen Zusammenhang zwischen der Entwicklung der Formtypen und der Variabilität der Beckenmorphologie bzw. der sich aus dieser ergebenden Variabilität der Kraftübertragung auf den Femurschaft. Zudem könnte der Grad der Beanspruchung einzelner Muskeln bzw. Muskelgruppen eine wichtige Rolle spielen. Zum einen determiniert diese auch die Kraftverteilung im Knochenschaft – detailliertere Studien der Übertragung von Lasten über das Hüftgelenk auf die Diaphyse des Femurs in Abhängigkeit von der Beanspruchung spezifischer Muskeln könnten letztere in Zukunft weiter klären – des weiteren wirkt an den Kontaktflächen von Knochen und Muskeln eine mechanische Belastung, durch die strukturelle Veränderungen hervorgerufen werden können. Auch diese könnten für die Entwicklung typischer kontureller Ausbuchtungen an der Femurdiaphyse verantwortlich sein.

Es liegt keine uneingeschränkte Korrelation zwischen der Höhe des Sexualdimorphismus von I_x/I_y („Mobilitätsindex“) und der Wirtschaftsweise eines Untersuchungskollektivs vor.

Es wird von einigen Autoren ein allgemeiner Verhältniszusammenhang zwischen der Höhe des Sexualdimorphismus des „Mobilitätsindex“ und der Wirtschaftsweise einer Population angenommen (vgl. z.B. Larsen 1987). Grund dafür ist die Annahme, dass die Männer einer Jäger-Sammler-Population im Vergleich zu den Männern sesshafter Kollektive einen deutlich größeren Aktionsradius haben, während die Frauen jeweils weniger mobil sind. Mit der vorliegenden Studie konnte jedoch gezeigt werden, dass ein hoher Sexualdimorphismus auch andere Ursachen haben kann. Während sich die Barbinger ohne auffallende Abweichungen in die Reihe sesshafter Populationen einordnen lassen, wurde bei den Xcambóern ein auffallend hoher Sexualdimorphismus festgestellt, der offensichtlich nicht auf die Differenz des Mobilitätsgrads zwischen den Stichproben der männlichen und der weiblichen Individuen zurückgeführt werden kann, sondern auf eine außerordentlich hohe medio-laterale Biegebelastbarkeit bei den Frauen. Die Ursache dieser hohen medio-lateralen Biegebelastbarkeit liegt möglicherweise in Besonderheiten der Hüftgelenksmorphologie. Auch kann ein Zusammenhang mit spezifischen körperlichen Aktivitäten, die eine besonders hohe medio-laterale Biegebelastung verursachen, nicht ausgeschlossen werden. Diese Annahme wurde durch statistisch signifikante Verhältniszusammenhänge bei den weiblichen Individuen von Xcambó zwischen den enthesiopathischen Veränderungen an den Ansatzstellen der Muskeln, die eine überwiegend in medio-lateraler Richtung wirkende Biegekraft im Femurschaft verursachen und den Variablen der biomechanischen Analyse des Femurs, deutlich untermauert.

Die bioarchäologische Interpretation eines physischen Belastungsmusters wird dadurch erheblich erschwert, dass niemals eine eindeutige Beziehung zwischen einem oder mehreren Belastungsmerkmalen und einer oder mehreren Aktivitäten bestehen kann. Im Verlauf dieser Arbeit wurde sehr deutlich, dass niemals alle Aktivitäten, welche regelmäßig von einer historischen Population ausgeführt wurden bekannt sind, sondern immer eine Reduzierung auf einzelne Aktivitäten stattfinden muss. Zudem überlappen sich die mechanischen Auswirkungen einzelner Aktivitäten, so dass es in der Regel schwierig ist in Anbetracht des Gesamtbelastungsmusters eine Differenzierung vorzunehmen und spezifische Kennzeichen der physischen Belastung auf einzelne körperliche Aktivitäten zurückzuführen. Hierbei handelt es sich um ein grundsätzliches Problem der Studie habitueller Belastungsmuster in der Bioarchäologie.

Nicht-mechanische Faktoren, die neben der mechanischen Belastung Einfluss auf die Knochenstruktur nehmen, können im Rahmen von Intra-Populationsstudien besser berücksichtigt werden als beim Vergleich zweier unterschiedlicher Populationen. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde aufgezeigt, dass Intra-Populationsstudien (die Veränderungen in Xcambó im Verlauf der klassischen Epoche) gegenüber Inter-Populationsstudien (der Vergleich Xcambó – Barbing) Vorteile bezüglich der Einbeziehung nicht-mechanischer Einflussfaktoren bieten, da Einflussfaktoren wie die genetische Determination, die Ernährung oder Umweltfaktoren (Klima, Bodenbedingungen) in einer Intra-Populationsstudie besser berücksichtigt werden können. Daraus lässt sich die Empfehlung ableiten, generellen Anpassungsmechanismen zunächst verstärkt im Rahmen von Intra-Populationsstudien nachzugehen und diese dann auf eine populationsübergreifende, vergleichende Ebene zu übertragen.

Biomechanische Analysen der Querschnittsgeometrie und die Untersuchung von Enthesiopathien dienen beide der Beschreibung des physischen Belastungsmuster eines Kollektivs. Die Ergebnisse sind jedoch aufgrund der unterschiedlichen Altersabhängigkeit der beiden Belastungsmerkmale nicht direkt miteinander vvergleichbar. Während die Entwicklung der Form und Robustizität eines Langknochens mit dem Abschluss des Längenwachstums bereits größtenteils abgeschlossen ist, setzt die Entwicklung der enthesiopathischen Veränderungen erst im Erwachsenenalter richtig ein. Das Lebensalter beim Beginn einer spezifischen Tätigkeit determiniert folglich den Grad der funktionellen Anpassung für jedes dieser Belastungsmerkmale unterschiedlich, wodurch eine bioarchäologische Interpretation erheblich erschwert wird.

Die Verlässlichkeit von osteometrischen Messungen zur Ermittlung von Formvariablen am Langknochen und zur Studie der funktionellen Anpassung ist nicht immer ausreichend, so dass, je nach Untersuchungszweck, auf das computergestützte Verfahren zurückgegriffen werden sollte. Während am Femur auch durch osteometrische Messungen relativ verlässliche Informationen über die Form der Diaphyse erhalten werden können, trifft dies für den Humerus in dieser Arbeit nicht zu. An letzterem lag die Differenz zwischen den durch externe Messung ermittelten Formvariablen und den tatsächlichen Formvariablen auffallend hoch. Versiertere Verfahren zur Ermittlung der biomechanischen Formvariablen sind für den Humerus aus diesem Grund dringend externen, osteometrischen Messungen vorzuziehen.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Arbeit war eine Erstellung, eine vergleichende Betrachtung sowie eine humanökologische Interpretation des physischen Belastungsmusters der klassischen Maya von Xcambó (Yukatan, Mexiko) und der germanischen Population von Barbing-Kreuzhof (Bayern). An ausgewählten Langknochen (Humeri und Femora) wurden histologische, biomechanische und makromorphologische Merkmale der funktionellen Anpassung untersucht.

Die physischen Belastungsmuster der beiden Populationen unterschieden sich signifikant. In den Stichproben weiblicher und männlicher Individuen von Xcambó ließ sich eine signifikant höhere Robustizität von Humerus und Femur sowie insgesamt ein signifikant höherer Sexualdimorphismus nachweisen als bei den Barbingern. Insbesondere die Humerusform zeigt bei den Xcambóern eine deutlich ovalere Form als bei den Barbingern. Bei den Frauen von Xcambó lässt sich zudem eine hohe Symmetrie der biomechanischen Merkmale der beiden Oberarmknochen nachweisen. Die Femurform liegt in den Kollektiven männlicher Individuen in beiden Populationen in dem für sesshafte Populationen zu erwartenden Rahmen. Auch für die Frauen von Barbing trifft dies zu. Die Frauen der Maya zeichnen sich durch eine bemerkenswert hohe medio-laterale Ausdehnung des Knochenschafts aus.

Zurückzuführen sind die Unterschiede in den Belastungsmustern auf Differenzen in der Wirtschaftsweise, der Geographie des Siedlungsgebiets als auch auf die jeweiligen technologischen Errungenschaften der beiden Populationen. Die Xcambóer unterlagen aufgrund intensiver Handels- und Konstruktionstätigkeiten (prunkvolle, steinerne Bauwerke im Zentrum der Siedlung) und dem dabei fehlenden Einsatz von Zug- bzw. Lasttieren und des Rads einer höheren physischen Gesamtbelastung durch das Tragen von Lasten am Körper. Die Barbinger hielten eine Reihe von Nutztieren, setzten das Rad ein und errichteten an ihrer Siedlung nur einfache Hütten und Ställe, so dass ihre Gesamtbelastung insgesamt niedriger war. Die besonders hohe Belastung der oberen Extremität der Maya resultiert vermutlich zudem aus der intensiven Nutzung von Wasserwegen (Paddeltätigkeit), die bei den Barbingern eine untergeordnete Rolle spielte. Die geographische Lage der beiden Siedlungen (Küste bzw. Inland) determiniert demnach zumindest teilweise die nachweisbaren Belastungsmuster. Die auffallend geringe Seitendifferenz, die bei den Frauen der Maya an der oberen Extremität nachgewiesen werden konnte, kann mit der Tätigkeit des Mahlens mit Reibstein und Reibwalze in

Zusammenhang gebracht werden. Bei den Frauen von Barbing, die durch die Erfindung der Drehmühle von dieser Tätigkeit befreit wurden, lässt sich die typische Symmetrie an der oberen Extremität nicht feststellen. Die These, Xcambó habe im Klassikum die Funktion einer Rast- und Umschlagsstätte eingenommen, konnte nicht eindeutig untermauert werden. Zwar deutet die Femurdiaphysenform darauf hin, dass der Mobilitätsgrad der Xcambóer dem anderer sesshafter Populationen (unter anderem auch dem der Barbinger) entsprach, aufgrund der extremen Belastung der oberen Extremität kann jedoch eine Konzentration der Handelstätigkeiten auf Wasserwege nicht ausgeschlossen werden. Bei den Maya von Xcambó konnten außerdem klare Differenzen im physischen Belastungsmuster der frühen und der späten klassischen Epoche nachgewiesen werden, welche die These eines Wandels der Rolle Xcambós im Verlauf der klassischen Epoche im Rahmen der yukatekischen Handelsbeziehungen deutlich untermauern.

Parallel zur bioarchäologischen Interpretation des Belastungsmusters wurden folgende Feststellungen gemacht:

- Die Höhe des Sexualdimorphismus der Femurschaftform (Verhältnis von antero-posteriorem zu medio-lateralem Trägheitsmoment) wird nicht ausschließlich durch die Wirtschaftsweise eines Kollektivs beeinflusst.
- Histomorphometrische Methoden sind zur Studie der funktionellen Anpassung bzw. zur Ermittlung der sekundären Umbaurate eines Knochens erst dann sinnvoll, wenn methodische Defizite, wie eine geeignete Standardisierung und die Berücksichtigung abweichender Kollagenstrukturen beim Zählverfahren geklärt sind.
- Es existieren vier makromorphologische Formtypen des Diaphysenquerschnitts der Femurmitte. Diese sind geschlechtsabhängig und ihre Entstehung wird vermutlich durch die mechanische Belastung des Knochens gesteuert.
- Aufgrund der unterschiedlichen Altersabhängigkeit der Entwicklung der Diaphysenform und der Entstehung von enthesiopathischen Veränderungen können die beiden Merkmale an einem Individuum, je nach dem Alter beim Beginn der Übernahme einer körperlich beanspruchenden Tätigkeit, unterschiedliche Aktivitätsphasen des Lebenslaufs reflektieren. Es liegt aus diesem Grund nicht immer eine Übereinstimmung der durch die beiden Untersuchungsmethoden dargestellten physischen Belastungsmuster vor.
- Osteometrische Messungen sind ein verlässliches Mittel zur Ermittlung von Formvariablen am Femur, am Humerus ist dies jedoch nicht der Fall. Die Differenz zwischen den durch externe Messungen ermittelten Formvariablen und den tatsächlichen, biomechanischen

Formvariablen ist am Humerus so hoch, dass versierte Verfahren zur Ermittlung der tatsächlichen, biomechanischen Formvariablen dringend zu empfehlen sind.

Der Einsatz biomechanischer Studien in der Archäologie beschränkt sich im wesentlichen auf die letzten 25 Jahre und ist damit noch sehr jung. Entsprechende Studien kennzeichnen sich durch offene Fragen, welche die Knochenbiologie an sich, die methodische Übertragung der Balkentheorie auf den Knochenschaft, humanökologische Aspekte historischer Populationen und vieles mehr betreffen. Das Beispiel der in dieser Arbeit beschriebenen histologischen Besonderheiten am Langknochen (auf transversaler Ebene verlaufende Gefäßkanäle mit „federartiger Kollagenstruktur“ und „endostale Tangentiallamellenbuchten“), die jeweils bis dato in der Fachliteratur nicht ausreichend berücksichtigt wurden, macht besonders deutlich, dass sich die Forschung nicht auf die Interpretation von Ergebnissen beschränken, sondern ihre Aufgabe weiterhin verstärkt darin sehen sollte, grundlegende Wirkweisen und Eigenschaften der funktionellen Anpassung näher zu beleuchten. Trotz aller Einschränkungen haben sich biomechanische Studien als ein wertvolles Mittel zum Studium habitueller Aktivitätsmuster historischer Populationen erwiesen. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn eine hypothesengeleitete Arbeitsweise verfolgt wird und Interpretationen durch ausführliche archäologische Analysen abgesichert werden, wie das in dieser Arbeit verfolgt wurde.

ANHANG

Beschreibung der Schweregrade der enthesiopathischen Veränderungen

CLAVICULA

Impressio Lig. costoclaviculare (Ursprung des Lig. costoclaviculare)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Glatte Knochenoberfläche.
- 1 Bis zu erbsengroße runde, oder ovale Aufwölbung.
- 2 Circa bohngroße, längliche Rauigkeit, in einigen Fällen Bildung von kleinen Resorptionshöhlen, beginnende Randleistenbildung.
- 3 Robustizität übersteigt die Größe von Schweregrad 2, die Ursprungsfläche ist um die Rauigkeit herum großflächig sichtbar in Form einer Einwölbung in die Knochenoberfläche, fein- oder grobporöse Oberfläche, auch größere Resorptionshöhlen möglich, kräftige Randleistenbildung.

Resorptive Veränderungen

- 0 Keine Anzeichen von resorptiven Reaktionen.
- 1 Fein-poröse Oberfläche.
- 2 Grob-poröse Oberfläche und Bildung einer größeren Resorptionshöhle möglich.
- 3 Ausgeprägte resorptive Ausbuchtung der Knochenoberfläche, die Resorptionshöhle hat einen Durchmesser von mindestens 2 mm.

HUMERUS

Crista tuberculi minoris (Ansatz des M. teres major)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Die *Crista tuberculi minoris* ist geradlinig und weist keinerlei Wulstbildung oder Rauigkeit auf.
- 1 Die im Verhältnis zur *Crista tuberculi minoris* medial gelegene Knochenoberfläche zeigt eine leichte Rauigkeit (mit einer Breite von weniger als 3 mm).
- 2 Die Crista ist leicht verdickt, die im Verhältnis zur *Crista tuberculi minoris* medial gelegene Oberfläche ist rau (mit einer Breite von mehr als 3 mm).
- 3 Die Crista ist stark verbreitert und verdickt, Ausbildung einer rinnenförmigen Resorptionshöhle, raue Oberfläche bis hin zu streifenartigen Neubildungen, die sternförmig in die laterale Richtung ziehen.

Resorptive Veränderungen

- 0 Keine Spuren.
- 1 Schwach ausgeprägte Furche, nicht tiefer als 1 mm.
- 2 Etwas tiefere und ausgedehntere Furche, breiter als 1 mm aber nicht tiefer als 2 mm.
- 3 Starke Furchenbildung, tiefer als 2 mm.

Crista tuberculi majoris (Ansatz des M. pectoralis major)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Der Verlauf der *Crista tuberculi majoris* ist geradlinig und weist keinerlei Wulstbildung auf.
- 1 Dezent Wulstbildung mit glatter Oberfläche.
- 2 Wulstbildung, die sich deutlich von der restlichen Knochenoberfläche abhebt, mit glatter Oberfläche, Muskelzug aus lateraler Richtung aufgrund dezent Randleistenbildung nachvollziehbar.
- 3 Starke Wulstbildung mit rauer Oberfläche, auf dem Wulst bildet sich eine rinnenförmige Resorptionshöhle.

Resorptive Veränderungen

- 0 Keine Spuren.
- 1 Schwach ausgeprägte Furche, nicht tiefer als 1 mm.
- 2 Etwas tiefere und ausgedehntere Furche, breiter als 1 mm aber nicht tiefer als 2 mm.

- 3 Starke Furchenbildung, tiefer als 2 mm.

Tuberositas deltoidea (Ansatz des M. deltoideus)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Ansatzstelle glatt, hebt sich nicht von der restlichen Knochenoberfläche hervor.
- 1 Die Tuberositas ist leicht prominent mit glatter Oberfläche (die Breite der Tuberositas entspricht weniger als einem Drittel des Knochenschaftdurchmessers).
- 2 Deutliche Wulstbildung, die in Breite und Höhe ein ähnliches Ausmaß trägt. Raue Oberfläche, die über den Rand des Wulstes hinausreicht.
- 3 Verbreiterte, robuste Wulstbildung, in einigen Fällen auch Furchenbildung auf dem Wulst durch resorptive Reaktionen.

Resorptive Veränderungen

- 0 Keine Spuren.
- 1 Schwach ausgeprägte Furche, nicht tiefer als 1 mm.
- 2 Etwas tiefere und ausgedehntere Furche, breiter als 1 mm aber nicht tiefer als 2 mm.
- 3 Starke Furchenbildung, tiefer als 2 mm.

Medialer Epicondylus (Ursprung der Flexoren)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Keine Spuren, abgerundeter Epicondylenrand.
- 1 Rand kantig, sehr schwache, diffuse Ausbildung von zapfen- oder stippchenartigen Neubildungen entlang des Rands der Epicondyle möglich.
- 2 Kantenförmiger Rand, zapfen-, stippchen- oder leistenartige Neubildungen, die nicht nur diffus, sondern gehäuft auftreten.
- 3 Durchgehende Leistenbildung entlang des Epicondylenrands.

Keine resorptiven Veränderungen

Lateraler Epicondylus (Ursprung der Extensoren)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Keine Spuren, abgerundeter Epicondylenrand.
- 1 Kantenförmiger Rand, diffuse Ausbildung von zapfen- oder stippchenartigen Neubildungen.
- 2 Kantenförmiger Rand, gehäuft auftretende Neubildungen, die zapfen-, stippchen- oder auch leistenartig vorkommen.
- 3 Durchgehende, lippenartige Neubildung entlang des Epicondylenrands.

Keine resorptiven Veränderungen

RADIUS

Tuberositas radii (Ansatz des M. biceps brachii)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Sehr dezente Ausbildung der *Tuberositas radii* mit glatter Oberfläche. Die Oberfläche der Tuberositas liegt parallel zur Knochenoberfläche.
- 1 Leicht prominente Tuberositas mit glatter Oberfläche, dezent seitliche Ausrichtung des Wulstes, so dass die ursprünglich parallel zur Schaftoberfläche verlaufende Erhebung eine leichte Neigung erfährt, schwache, wulstige Verlängerung der Tuberositas in distaler Richtung.
- 2 Stark prominente Tuberositas mit wulstiger Oberfläche, stark geneigte Oberfläche, beginnende Lippenbildung.
- 3 Deutliche Lippenbildung, Robustizität in der Regel aufgrund einer starken Resorption im Vergleich zu Schweregrad 2 reduziert, deutlich geneigte Ausrichtung der *Tuberositas radii*.

Resorptive Veränderungen

- 0 Glatte, abgerundete Oberfläche.
- 1 Leichte Furchung, jedoch nicht tiefer als 1 mm.
- 2 Deutliche Furchung (tiefer als 1 mm und breiter als 1 mm).
- 3 Überwiegende Absorption der Tuberositas, deutliche Lippenbildung. Häufig Entstehung

einer tiefen Resorptionshöhle.

Tuberositas pronatoria (Ansatz des M. pronator teres)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Glatte Knochenoberfläche.
- 1 Sehr dezente Rauigkeit an der Knochenoberfläche erkennbar, die sich jedoch kaum von der restlichen Knochenoberfläche abhebt. Erscheint fast wie in den Knochen eingezeichnet, betroffene Stelle weist eine Länge von weniger als 1,5 cm auf.
- 2 Etwas verstärkte Rauigkeit, leicht prominent, oftmals deutlich verlängert, das heißt bis zu 2,5 cm lang.
- 3 Starke Rauigkeit mit deutlicher Ausprägung einer wulstigen Neubildung oder deutlicher Ausbildung einer Resorptionsfurche an der Ansatzstelle.

Keine resorptiven Veränderungen

ULNA

Distales Viertel der Dorsalseite (Ansatz des M. pronator quadratus)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Knochenschaft verläuft geradlinig.
- 1 Leicht prominente Wulstbildung, die sich nach dem Verlauf des Knochenschafts ausrichtet.
- 2 Deutlichere Wulstbildung, die sich dezent in die Muskelzugrichtung wölben kann.
- 3 Sehr starke Wulstbildung, die sich deutlich in die Muskelzugrichtung wölbt.

Keine resorptiven Veränderungen

Olecranon (Ansatz des M. triceps brachii)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Abgerundete, glatte Wölbung des *Olecranon*s.
- 1 Der Übergang zum horizontalen Rand ist stärker abgelenkt. Gelegentlich lassen sich dezente, stippchenförmige Neubildungen nachweisen.
- 2 Deutliche Kantenbildung und Neubildungen in Form diffus verteilter Stippchen oder Zapfen, die eine Länge von 2,5 mm nicht übersteigen.
- 3 Ausbildung eines weitgehend geschlossenen leistenförmigen Osteophyten, der bis zu mehrere Millimeter breit und lang ist.

Keine resorptiven Veränderungen

Tuberositas ulnae (Ansatz des M. brachialis)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Die *Tuberositas ulnae* erweist sich als leichte Eindellung ohne verstärkte Randbildung.
- 1 Leichte Randbildung, die Oberfläche der Tuberositas zeigt eine dezente Einsenkung.
- 2 Die gesamte Tuberositas hebt sich von der eigentlichen Knochenoberfläche deutlich ab. Starke Randbildung, am Rand lassen sich diffuse stippchenartige Neubildungen feststellen.
- 3 Robuste Tuberositas mit durchgehender kräftiger Randleistenbildung.

Resorptive Veränderungen

- 0 Keine Spuren.
- 1 Schwach ausgeprägte Furchen, nicht tiefer als 1 mm.
- 2 Etwas tiefere und ausgedehntere Furchen, die ganze Fläche der Tuberositas ausfüllend, aber nicht tiefer als 2 mm.
- 3 Starke Furchenbildung, tiefer als 2 mm.

Crista m. supinatoris (Ansatz des M. supinator)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Glatte Knochenoberfläche.
- 1 Dezente Leistenbildung, jedoch weitgehend auf den Bereich direkt unterhalb der Gelenkfläche beschränkt.
- 2 Verlängerte, durchgehende Leistenbildung, die Leiste übersteigt nicht die Höhe von 2 mm.

3 Deutliche, stark verlängerte Leistenbildung, die eine Höhe von 2 mm übersteigt.
Keine resorptiven Veränderungen

FEMUR

***Tuberositas glutealis* (Ansatz des *M. gluteus maximus*)**

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Sehr dezente Rauigkeit, die sich kaum von der restlichen Knochenoberfläche abhebt.
- 1 Geradlinige Ausbildung einer leicht wulstigen Rauigkeit.
- 2 Prominentere, stärker in die Breite gehende und leicht einsinkende Rauigkeit, oftmals weist der proximalste Anteil der Rauigkeit eine wulstige Verdickung auf.
- 3 Prominente, breite, einsinkende Rauigkeit, der proximal gelegene Anteil der Rauigkeit kann einen stark prominenten Wulst aufweisen. In der Regel sind querverlaufende Bälkchen, die über die Rauigkeit hinwegziehen nachweisbar. Oft reichen sie in Form zotten- oder schuppenartiger Neubildungen über die Fläche der Rauigkeit hinaus.

Keine resorptiven Veränderungen

Mittleres Drittel der *Linea aspera* (Ansatz der Adduktoren)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Verlauf der *Linea aspera* geradlinig, ohne Auszipfelungen.
- 1 Dezent verstärkte Ausbildung der *Linea aspera*. Die Linea ist verbreitert. Die verbreiterte Ansatzfläche weist eine raue Oberfläche auf. Das *Ladium mediale* lässt sich klar vom *Labium laterale* unterscheiden.
- 2 Deutlich verbreiterte *Linea aspera*, leicht ausgezipfelt, mit stippchenartigen Neubildungen.
- 3 Sehr robuste *Linea aspera* mit starken Auszipfelungen, die auch in Form exostotischer Neubildungen auftreten können.

Keine resorptiven Veränderungen

***Trochanter major* (Ansatz des *M. gluteus medius* und des *M. gluteus minimus*)**

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Glatte Knochenoberfläche.
- 1 Dezente Linienbildung an der Ansatzstelle.
- 2 Leichte Randleistenbildung auf der zusätzlich diffuse Neubildungen in der Größe von Stippchen auftreten.
- 3 Starke Randleistenbildung, diffuse Neubildungen, die ein deutlicheres Ausmaß aufweisen und oftmals die gesamte Randleiste durchsetzen.

Keine resorptiven Veränderungen

***Trochanter minor* (Ansatz des *M. iliopsoas*)**

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Glatte Knochenoberfläche, abgerundeter Höcker.
- 1 Der Höcker weist eine leicht anteriore Neigung auf, sein anteriorer Rand ist leicht kantig.
- 2 Anterior geneigter Höcker mit deutlicher Kantenbildung, an der anterioren Kante lassen sich diffuse Neubildungen nachweisen, welche die Größe von Stippchen nicht übersteigen.
- 3 Anterior geneigter Höcker mit Kante, die eine klare Randleistenbildung aufweist. Auch können Neubildungen in Form von Exostosen auftreten.

Keine resorptiven Veränderungen

Poiriers Facie

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Übergang vom Femurkopf zum Femurhals weist keine Auffälligkeiten auf.
- 1 Schwache, halbkreisförmige Impression.
- 2 Größere, halbkreisförmige Impression, geradlinige Abgrenzung gegenüber dem umliegenden Knochen.
- 3 Große halbkreis- oder bohnenförmige Impression mit ausgezipfeltem Rand.

Resorptive Veränderungen

- 0 Keine Porosität.
- 1 Dezent e Ausbuchtung.
- 2 Deutliche Ausbuchtung, die tiefer als 1 mm ist.
- 3 Stark-poröse Oberfläche mit großer Resorptionshöhle oder tiefer Furche.

TIBIA

Tuberositas tibiae (Ansatz des M. quadriceps femoris)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Leichte Rauigkeit der Tuberositas, horizontale Kante der Tuberositas bzw. deren Auslaufzone ist nicht deutlich nachvollziehbar.
- 1 Horizontale Kante klar nachvollziehbar, selten auch diffuse, stippchenartige Neubildungen an der Kante feststellbar.
- 2 Horizontale Kante der Tuberositas als auch deren oberer Rand sind klar nachvollziehbar, diffuse Neubildungen, welche die Größe von Stippchen bereits übersteigen und sich an der horizontalen Kante aus der glatten Oberfläche emporheben.
- 3 Die horizontale Kante hebt sich mindestens 1 mm von der restlichen Oberfläche hervor. An der Kante lassen sich irreguläre, zerfranste bis hin zu weitgehend geschlossenen exostotischen Knochenneubildungen (Osteophyten) nachweisen.

Keine resorptiven Veränderungen

Linea musculi solei (Ursprung des M. soleus)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Glatte Knochenoberfläche.
- 1 Dezent e Ausbildung einer feinen, geradlinigen Leiste.
- 2 Leicht irreguläre, wulstigere Ausprägung der Leiste, oftmals bildet sie keine durchgehende Linie, sondern besteht aus mehreren, leicht versetzten kurzen Leisten.
- 3 Deutliche Leistenbildung, stark verbreitert, oft mehrere parallel verlaufende Leisten, in der Regel ist die *Linea musculi solei* in distaler Richtung deutlich verlängert.

Keine resorptiven Veränderungen

CALCANEUS

Tuber calcanei (dorsal) (Ansatz des M. triceps surae)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Glatter Übergang.
- 1 Der horizontale Übergang lässt sich klar nachvollziehen und es können irreguläre, stippchenartige Neubildungen auftreten.
- 2 Klar nachvollziehbare horizontale Kante, an welcher irreguläre Neubildungen feststellbar sind, welche die Größe von Stippchen übersteigen.
- 3 An der horizontalen Kante ist eine weitgehend geschlossene, leistenförmige, exostotische Neubildung nachweisbar.

Keine resorptiven Veränderungen

Tuber calcanei (plantar) (Ursprung des M. flexor digitorum brevis)

Hyperthrophische Neubildungen

- 0 Glatter Übergang an der horizontalen Kante.
- 1 Die horizontale Kante lässt sich klar nachvollziehen und es können irreguläre, stippchenartige Neubildungen auftreten.
- 2 Klar nachvollziehbare horizontale Kante, an welcher irreguläre Neubildungen nachweisbar sind, welche die Größe von Stippchen übersteigen.
- 3 An der horizontalen Kante ist eine weitgehend geschlossene, leistenförmige, exostotische Neubildung feststellbar.

Keine resorptiven Veränderungen

LITERATURVERZEICHNIS

- AL-OU MAOUI I, JIMÉNEZ-BROBEIL S & DU SOUICH P (2004) Markers of activity patterns in some populations of the Iberian peninsula. *International Journal of Osteoarchaeology* 14: 343-359
- AN YH, BARFIELD WR & DRAUGHN RA (2000) Basic concepts of mechanical property measurements and bone biomechanics. In: AN YH & DRAUGHN RA (Eds.) *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC Press, Boca Raton: 23-40
- ANDERSON JJB (2000) The important role of physical activity in skeletal development: how exercise may counter low calcium intake. *The American Journal of Clinical Nutrition* 71[6]: 1384-1386
- ANDREWS AP (1983) *Maya salt production and trade*. The University of Arizona Press, Tucson
- ANDREWS AP (1991) America's Ancient Mariners. *Natural History* 10: 72-75
- ANGEL JL (1960) Human gait, hip joint and evolution. *American Journal of Physical Anthropology* 18[4]: 361-376
- ANNETT M (1972) The distribution of manual asymmetry. *British Journal of Psychology* 63: 343-358
- ASCENZI A & BONUCCI E (1967) The tensile properties of single osteons. *Anatomical Record* 158: 375-386
- ASCENZI A & BONUCCI E (1968) The compressive properties of single osteons. *Anatomical Record* 161: 377-392
- ASHIZAWA N, NONAKA K, MICHIKAMI S, MIZUKI T, AMAGAI H, TOKUYAMA K & SUZUKI M (1999) Tomographical description of tennis-loaded radius: reciprocal relation between bone size and volumetric BMD. *Journal of Applied Physiology* 86: 1347-1351
- AUERBACH BM & RUFF CB (2004) Human body mass estimation: a comparison of "morphometric" and "mechanical" methods. *American Journal of Physical Anthropology* 125: 331-342
- BACH H (1965) Zur Berechnung der Körperhöhe aus den langen Gliedmaßenknochen weiblicher Skelette. *Anthropologischer Anzeiger* 29: 12-21
- BAER GD & DURWARD BR (1999) Rising to stand and sitting down. In: DURWARD BR, BAER GD & ROWE PJ (Eds.) *Functional human movement: measurements and analysis*. Butterworth Heinemann, Oxford: 77-92
- BAGGE M (2000) A model of bone adaptation as an optimization process. *Journal of Biomechanics* 33: 1349-1357
- BASS SL, ESER P & DALY RM (2005) The effect of exercise and nutrition on the mechanostat. *Journal of Musculoskeletal and Neurological Interactions* 5[3]: 239-254

- BASS SL, SAXON L, DALY RM, TURNER CH, ROBLING AG, SEEMAN E & STUCKEY S (2002) The effect of mechanical loading on the size and shape of bone in pre-, peri-, and postpubertal girls: a study in tennis players. *Journal of Bone and Mineral Research* 17: 2274-2280
- BIEWENER AA (1992) *Biomechanics - structures and systems*. Oxford University Press, Oxford
- BINDER M, UERPMANN A & HENKE W (2005) Enthesiopathien bei früh- und mittelholozänen menschlichen Skelettresten aus Wadi Shaw und Burg et-Tuyur (Sudan) - ein homanökologischer Interpretationsversuch. *Anthropologie XLIII*: 283-293
- BONUCCI E (2000) Basic composition and structure of bone. In: AN YH & DRAUGHN RA (Eds.) *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC Press, Boca Raton: 3-22
- BOUXSEIN ML (1999) Application of biomechanics to the aging human skeleton. In: ROSEN CJ, GLOWACKI J & BILEZIKIAN JP (Eds.) *The aging skeleton*. Academic Press, San Diego: 315-332
- BOYDE A, BIANCO P, PORTIGLIATTI BARBOS M & ASCENZI A (1984) Collagen orientation in compact bone: I. A new method for the determination of the proportion of collagen parallel to the plane of compact bone sections. *Metabolic Bone Disease and Related Research* 5: 299-307
- BOYDE A & RIGGS CM (1990) The quantitative study of the orientation of collagen in compact bone slices. *Bone* 11[1]: 35-39
- BRIDGES PS (1989) Changes in activities with the shift to agriculture in the southeastern United States. *Current Anthropology* 30: 385-394
- BRIDGES PS (1991) Skeletal evidence of changes in subsistence activities between the archaic and mississippian time periods in northwestern Alabama. In: POWELL ML, BRIDGES PS & WAGNER MAM (Eds.) *What mean these bones? Studies in southeastern bioarchaeology*. The University of Alabama Press, Tuscaloosa, London: 89-101
- BRIDGES PS, BLITZ JH & SOLANO MC (2000) Changes in long bone diaphyseal strength with horticultural intensification in West-Central Illinois. *American Journal of Physical Anthropology* 112: 217-238
- BROMAGE TG, GOLDMAN HM, MCFARLIN SC, WARSHAW J, BOYDE A & RIGGS CM (2003) Circularly polarized light standards for investigations of collagen fiber orientation in bone. *The Anatomical Record Part B: The New Anatomist* 274B[1]: 157-168
- BRUNNER K (1988) Wovon lebte der Mensch? In: DANNHEIMER H & DOPSCH H (Eds.) *Die Bajuwaren. Freistaat Bayern, vertreten durch die Prähistorische Staatssammlung München, und das Land Salzburg, vertreten durch das Amt der Salzburger Landesregierung, Korneuburg*: 192-197
- BUCHER O & WARTENBERG H (1997) *Cytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen*. Hans Huber, Bern

- BURGER EH & KLEIN-NULEND J (1999) Mechanotransduction in bone - role of the lacuno-canalicular network. *FASEB Journal* 13 (Suppl.): 101-112
- BURR DB (1977) Sexual dimorphism and mechanics of the human hip: A multivariate assessment. *American Journal of Physical Anthropology* 47: 295-314
- BURR DB (1980) The relationship among physical, geometrical and mechanical properties of bone, with a note on the properties of nonhuman primate bone. *Yearbook of Physical Anthropology* 23: 109-146
- BURR DB (2002) Targeted and nontargeted remodeling. *Bone* 30[1]: 2-4
- BURR DB, MARTIN RB, SCHAFFLER MB & RADIN EL (1985) Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. *Journal of Biomechanics* 18: 189-200
- BURR DB, MILGROM C, FYHRIE D, FORWOOD M, NYSKA M, FINESTONE A, HOSHAW S, SAIAG E & SIMKIN A (1996) In vivo measurement of human tibial strains during vigorous activity. *Bone* 18[5]: 405-410
- BURR DB, RUFF CB & THOMPSON DD (1990) Patterns of skeletal histologic change through time: Comparison of an archaic native population with modern populations. *The Anatomical Record* 226: 307-313
- CAPASSO L, KENNEDY KAR & WILCZAK CA (1999) Atlas of occupational markers on human remains. Edigrafital S.p.A., Teramo
- CARTER DR (1984) Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. *Calcified Tissue International* 36: 19-24
- CARTER DR (1987) Mechanical loading history and skeletal biology. *Journal of Biomechanics* 20[11/12]: 1095-1109
- CARTER DR & BEAUPRÉ GS (2001) Skeletal function and form. Cambridge University Press, Cambridge
- CARTER DR, HARRIS WH, VASU R & CALER WE (1981) The mechanical and biological Response of cortical Bone to *in vivo* Strain Histories. In: COWIN SC (Ed.) *Mechanical Properties of Bone*. American Society of Mechanical Engineers, New York: 81-92
- CARTER DR & HAYES WC (1977) Compact bone fatigue damage - I. Residual strength and stiffness. *Journal of Biomechanics* 10: 325-337
- CETINA A & SIERRA SOSA TN (2003) Acercamiento a las condiciones de vida y nutrición de los antiguos habitantes de Xcambó, Yucatán. *Los Investigadores de la Cultura Maya* 11: 504-513
- CETINA A & SIERRA SOSA TN (2004) Condiciones de vida y nutrición de los antiguos habitantes de Xcambó, Yucatán. unveröffentlichtes Manuskript
- CHALMERS J & RAY RD (1962) The growth of transplanted foetal bones in different immunological environments. *Journal of Bone and Joint Surgery* 44B: 149-164

- CHIGIRA M (1996) Mechanical optimization of bone. *Medical Hypotheses* 46[44]: 327-330
- CLEMENT DB, TAUTON JE & SMART GW (1984) Achilles tendinitis and peritendinitis: Etiology and treatment. *American Journal of Sports Medicine* 12: 179-184
- COHEN MN & ARMELAGOS GJ (1984) Paleopathology at the origins of agriculture: editors' summation. In: COHEN MN & ARMELAGOS GJ (Eds.) *Paleopathology at the origins of agriculture*. Academic Press, New York: 585-601
- COLE TM (1994) Size and shape of the femur and tibia in Northern Plain Indians. In: OWSLEY DW & JANTZ RL (Eds.) *Skeletal biology in the Great Plains. Migration, warfare, health and subsistence*. Smithsonian Institution, Washington D.C: 219-233
- COLLIER S (1989) The influence of economic behaviour and environment upon robusticity of the post-cranial skeleton: a comparison of Australian Aborigines and other populations. *Archaeologica Oceania* 24: 17-30
- CORMACK DH (1987) *Ham's Histology*. Ninth Edition. J.B. Lippincott Company, Philadelphia
- COWIN SC (1989) Mechanics of materials. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics*. CRC Press, Boca Raton: 15-43
- COWIN SC (2001a) Mechanics of materials. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics handbook*. 2.Edition. CRC Press, Boca Raton: 6-1-6-24
- COWIN SC (2001b) The false premise in Wolff's law. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics handbook*. CRC Press, Boca Raton: 30-1-30-14
- CUCINA A, TIESLER BLOS V & SIERRA SOSA TN (2003a) Marcadores epi-genéticos dentales y patrones de organización social: aplicaciones al estudio de la estructura poblacional y familiar del asentamiento Clásico de Xcambó, Yucatán. *Acts of the XVI Simposio de Investigaciones Arqueológicas en Guatemala 2002*, vol.1, Museo Nacional de Arqueología y Etnología, Ministerio de Cultura y Deportes, Instituto de Antropología e Historia, Asociación Tikal, Guatemala: 475-484
- CUCINA A, TIESLER BLOS V & SIERRA SOSA TN (2003b) Sex differences in oral pathologies at the Late Classic Maya site of Xcambó. *Dental Anthropology* 16: 45-51
- CUMMING DC (1996) Exercise-associated amenorrhea, low bone density, and estrogen replacement therapy. *Arch Intern Med* 156[19]: 2193-2195
- CURREY JD (1969) The mechanical consequences of variation in mineral content of bone. *Journal of Biomechanics* 2: 1-11
- CURREY JD (1984) *The mechanical adaptations of bones*. Princeton University Press, Princeton
- CURREY JD (2001) Ontogenetic changes in compact bone material properties. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics handbook*. CRC Press, Boca Raton: 19-1-19-14
- DANFORTH ME (1999) Coming up short. Stature and nutrition among the ancient Maya of the southern Lowlands. In: WHITE CD (Ed.) *Reconstructing ancient Maya diet*. The University of Utah Press, Salt Lake City: 103-117

- DELÁNGEL Á & CISNEROS HB (2004) Technical note: Modification of regression equations used to estimate stature in mesoamerican skeletal remains. *American Journal of Physical Anthropology* 125: 264-265
- DEMES B & JUNGER WL (1989) Functional differentiation of long bones in Lorises. *Folia Primatologia* 52: 58-69
- DEMES B, QIN Y, STERN JT, LARSON SG & RUBIN CT (2001) Patterns of strain in the Macaque tibia during functional activity. *American Journal of Physical Anthropology* 116: 257-265
- DEMES B, STERN JT, HAUSMAN MR, LARSON SG, MCLEOD KJ & RUBIN CT (1998) Patterns of strain in the macaque ulna during functional activity. *American Journal of Physical Anthropology* 106: 87-100
- DETKEN S (1991) Krankhafte Veränderungen an den menschlichen Skeleten aus dem frühmittelalterlichen Reihengräberfeld Barbing-Kreuzhof. Diss, Göttingen
- DEUTZMANN R, BRUCKNER-TUDERMAN L & BRUCKNER P (2003) Binde- und Stützgewebe. In: LÖFFLER G & PETRIDES PE (Eds.) *Biochemie und Pathobiochemie*. Springer, Berlin: 753-788
- DONALDSON CC, HULLEY SB, VOGEL JM, HATTNER RS, BAYERS JH & MACMILLAN DE (1970) Effect of prolonged bedrest on mineral bone. *Metabolism* 19: 1071-1084
- DRAPEAU MSM & STREETER MA (2006) Modeling and remodeling responses to normal loading in the human lower limb. *American Journal of Physical Anthropology* 129[3]: 403-409
- DUTOIR O (1986) Enthesopathies (lesions of muscular insertions) as indicators of the activities of neolithic Saharan populations. *American Journal of Physical Anthropology* 71: 221-224
- EATON JD (1978) Archaeological survey of the Yucatan-Campeche coast. In: BROWN JS & ANDREWS EW (Eds.) *Studies in the archaeology of coastal Yucatan and Campeche, Mexico*. National Geographic Society, New Orleans: 1-67
- EHRlich PJ & LANYON LE (2002) Mechanical strain and bone cell function: a review. *Osteoporosis International* 13: 688-700
- FALK D (1987) Brain lateralization in primates and its evolution in hominids. *Yearbook of Physical Anthropology* 30: 107-125
- FEIK SA, BRUNS R & CLEMENT JG (2000) Regional variations in cortical modeling in the femoral mid-shaft: sex and age differences. *American Journal of Physical Anthropology* 112: 191-205
- FEIK SA, THOMAS CDL & CLEMENT JG (1996) Age trends in remodeling of the femoral midshaft differ between the sexes. *Journal of Orthopaedic Research* 14: 590-597
- FOLAN WJ, KINTZ ER & FLETCHER LA (1983) *Coba. A Classic Maya metropolis*. Academic Press, New York

- FRESIA NE, RUFF CB & LARSEN CS (1990) Temporal decline in bilateral asymmetry of the upper limb on the Georgia Coast. In: LARSEN CS (Ed.) The archaeology of Mission Santa Catalina de Guale: 2. Biocultural interpretations of a population in transition. Anthropological Papers of the American Museum of Natural History. 121-150
- FRITTON SP & RUBIN CT (2001) In vivo measurements of bone deformations using strain gauges. In: COWIN SC (Ed.) Bone mechanics handbook. CRC Press, Boca Raton: 8-10-8-34
- FROST HM (1960) Presence of microscopic cracks in vivo in bone. Bulletin of the Henry Ford Hospital : 123-148
- FROST HM (1966) Morphometry of bone in palaeopathology. In: JARCHO S (Ed.) Human palaeopathology. Yale University Press, New Haven: 131-150
- FROST HM (1987) Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. Anatomical Record 219: 1-9
- FROST HM (1988) Vital biomechanics: proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. Calcified Tissue International 42: 145-156
- FROST HM (1997a) On our age-related bone-loss: insights from a new paradigm. Journal of Bone and Mineral Research 12[10]: 1539-1546
- FROST HM (1997b) Why do marathon runners have less bone than weight lifters? A vital-biomechanical view and explanation. Bone 20[3]: 183-189
- FROST HM (1999) An approach to estimating bone and joint loads and muscle strengths in living subjects and skeletal remains. American Journal of Human Biology 11: 437-455
- FROST HM (2001) From Wolff's Law to the Utah Paradigm: Insights about bone physiology and its clinical applications. The Anatomical Record 262: 398-419
- GALERA V & GARRALDA MD (1993) Enthesiopathies in a spanish medieval population: anthropological, epidemiological, and ethnohistorical aspects. International Journal of Anthropology 8[4]: 247-258
- GEISLER H (1983) Studien zur Archäologie frühmittelalterlicher Siedlungen in Altbayern. Dissertation, München
- GEISLER H (1984) Barbing-Kreuzhof. Eine ländliche Siedlung der frühen Mittelalters östlich von Regensburg. Nordwestdeutscher und West- und Süddeutscher Verband für Altertumsforschung. K. Theiss Verlag, Stuttgart: 164-173
- GERE JM & TIMOSHENKO SP (1999) Mechanics of materials. Stanley Thornes Ltd., London
- GERVAIS V & CALGUA RM (2001) El uso de la piedra de moler, hoy, en Guatemala. XV Simposio de Investigaciones Arqueológicas en Guatemala : 855-873
- GOODSHIP AE & CUNNINGHAM JL (2001) Pathophysiology of functional adaptation of bone in remodeling and repair *in vivo*. In: COWIN SC (Ed.) Bone mechanics handbook. CRC Press, Boca Raton: 26-1-26-26

- GOODSHIP AE, LANYON LE & MCFIE H (1979) Functional adaptation of bone to increased stress. An experimental study. *Journal of Bone and Joint Surgery* 61-A: 539-546
- GRINE FE, JUNGERS WL, TOBIAS PV & PEARSON OM (1995) Fossil *Homo* femur from Berg Aukas, northern Namibia. *American Journal of Physical Anthropology* 26: 67-78
- GROSS TS, EDWARDS JL, MCLEOD KJ & RUBIN CT (1997) Strain gradients correlate with sites of periosteal bone formation. *Journal of Bone and Mineral Research* 12[6]: 982-988
- GUO XE (2001) Mechanical properties of cortical bone and cancellous bone tissue. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics handbook*. CRC Press, Boca Raton: 10-1-10-18
- HAAPASALO H, SIEVANEN H, KANNUS P, HEINONEN A, OJA P & VUORI I (1996) Dimensions and estimated mechanical characteristics of the humerus after long-term tennis loading. *Journal of Bone and Mineral Research* 11: 864-872
- HAMILTON ME (1982) Sexual dimorphism in skeletal samples. In: HALL RL (Ed.) *Sexual dimorphism in *Homo sapiens*. A question of size*. Praeger Publishers, New York: 107-163
- HAMMOND N (1982) *Ancient Maya civilization*. Rutgers University Press, New Brunswick
- HANCOX NM (1972) *Biology of Bone*. Cambridge University Press, Cambridge
- HAVILAND WA & MOHOLY-NAGY H (1992) Distinguishing the high and mighty from the hoi polloi at Tikal, Guatemala. In: CHASE DZ & CHASE AF (Eds.) *Mesoamerican elites: an archaeological assessment*. University of Oklahoma Press, Norman: 50-60
- HAWKEY DE & MERBS CF (1995) Activity-induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence changes among ancient Hudson Bay Eskimos. *International Journal of Osteoarchaeology* 5: 324-338
- HAZENBERG JG, FREELEY M, FORAN E, LEE TC & TAYLOR D (2005) Microdamage: a cell transducing mechanism based on ruptured osteocyte processes. *Journal of Biomechanics* In press
- HERT J, LISKOVA M & LANDA J (1971) Reaction of bone to mechanical stimuli. 1. Continuous and intermittent loading of tibia in rabbit. *Folia Morphologica* 19[3]: 290-300
- HOLT B (2003) Mobility in Upper Paleolithic and Mesolithic Europe: evidence from the lower limb. *American Journal of Physical Anthropology* 122: 200-215
- HURTADO CEN A (2004) *La artritis en Xcambó, Yucatán*. Monografía. Facultad de Ciencias Antropológicas, Universidad Autónoma de Yucatán, Mérida
- INGELMARK BE (1946) Über die Längenasymmetrien der Extremitäten und ihren Zusammenhang mit der Rechts-Linkshändigkeit. *Uppsala Läkareförenings Förhandlingar* 52: 17-82
- IWANIEC UT, CRENSHAW TD, SCHOENINGER MJ, STOUT SD & ERICKSEN MF (1998) Methods for improving the efficiency of estimating total osteon density in the human anterior mid-diaphyseal femur. *American Journal of Physical Anthropology* 107: 13-24

- JAWORSKI ZFG, LSKOVA-KIAR M & UHTHOFF HK (1980) Effect of long-term immobilisation on the pattern of bone loss in older dogs. *Journal of Bone and Joint Surgery* 62: 104-110
- JEE WS (2001) Integrated bone tissue physiology: anatomy and physiology. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics handbook*. CRC Press, Boca Raton: 1-1-1-55
- JEPSEN KJ, DAVY DT & AKKUS O (2001) Observations of damage in bone. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics handbook*. CRC Press, Boca Raton: 17-1-17-15
- JESSERER H (1971) *Knochenkrankheiten*. Urban & Schwarzenberg, München
- JONES HH, PRIEST JD, HAYES WC, TICHENOR CC & NAGEL DA (1977) Humeral hypertrophy in response to exercise. *Journal of Bone and Joint Surgery* 59[2]: 204-212
- JUDEX S, WHITING WC & ZERNICKE RF (1999) Exercise-induced bone adaptation: considerations for designing an osteogenically effective exercise program. *International Journal of Industrial Ergonomics* 24: 235-238
- JUDEX S & ZERNICKE RF (1997) Does the mechanical milieu associated with high-speed running lead to adaptive changes in diaphyseal growing bone? *Bone* 26: 153-159
- JUNGER WL & MINNS RJ (1979) Computed tomography and biomechanical analysis of fossil long bones. *American Journal of Physical Anthropology* 50: 285-290
- JURMAIN R (1999) *Stories from the skeleton. Behavioural reconstruction in human osteology*. Gordon and Breach Publishers, Amsterdam
- KALMEY JK & LOVEJOY CO (2002) Collagen fiber orientation in the femoral neck of apes and humans: do their histological structures reflect differences in locomotor loading? *Bone* 31[2]: 327-332
- KANNUS P, HAAPASALO H & SANKALO M (1995) Effect of starting age of physical activity on bone mass in the dominant arm of tennis and squash players. *Annals of Internal Medicine* 123[27]: 31
- KENNEDY KAR (1989) Skeletal markers of occupational stress. In: ISCAN MY & KENNEDY KAR (Eds.) *Reconstruction of life from the skeleton*. Wiley Liss, New York: 129-160
- KERLEY ER (1965) The microscopic determination of age in human bone. *American Journal of Physical Anthropology* 23: 149-164
- KIMURA T & AMTMANN E (1984) Distribution of mechanical robustness in the human femoral shaft. *Journal of Biomechanics* 17[1]: 41-46
- KLÜMPER A (1982) *Knochenerkrankungen*. Thieme, Stuttgart
- KNESE K (1979) *Stützgewebe und Skelettsystem*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York
- KNÜSEL CJ (1993) On the biomechanical and osteoarthritic differences between hunter-gatherers and agriculturalists. *American Journal of Physical Anthropology* 91: 523-527

- KNÜSEL CJ (2000) Bone adaptation and its relationship to physical activity in the past. In: COX M & MAYS S (Eds.) *Human osteology in archaeology and forensic science*. Greenwich Medical Media Ltd., London: 381-402
- KOLLER F (1988) Salzproduktion und Salzhandel. In: DANNHEIMER H & DOPSCH H (Eds.) *Die Bajuwaren. Freistaat Bayern, vertreten durch die Prähistorische Staatssammlung München, und das Land Salzburg, vertreten durch das Amt der Salzburger Landesregierung, Korneuburg*: 220-223
- KONTULAINEN S, SIEVANEN H, KANNUS P, PASANEN M & VUORI I (2002) Effect of long-term impact-loading on mass, size, and estimated strength of humerus and radius of female racquet-sports-players: a peripheral quantitative computed tomography study between young and old starters and controls. *Journal of Bone and Mineral Research* 17: 2281-2289
- KRAHL H, MICHAELIS U, PIEPER H, QUACK G & MONTAG M (1994) Stimulation of bone growth through sports. A radiographic investigation of the upper extremities in professional tennis players. *The American Journal of Sports Medicine* 22[6]: 751-757
- KROLL MH (2000) Parathyroid hormone temporal effects on bone formation and resorption. *Bulletin of Mathematical Biology* 62: 163-187
- KUCKENBERG M (2004) *Die Kelten in Mitteleuropa*. Konrad Theiss Verlag GmbH, Stuttgart
- KÜSTER H (1988) Umwelt und Pflanzenbau. In: DANNHEIMER H & DOPSCH H (Eds.) *Die Bajuwaren. Freistaat Bayern, vertreten durch die Prähistorische Staatssammlung München, und das Land Salzburg, vertreten durch das Amt der Salzburger Landesregierung, Korneuburg*: 185-189
- LAI P & LOVELL NC (1992) Skeletal markers of occupational stress in the fur trade: a case study from Hudson's Bay Company Fur Trade Post. *International Journal of Osteoarchaeology* 2: 221-234
- LANYON LE, GOODSHIP AE, PYE CJ & MACFIE JH (1982) Mechanically adaptive bone remodeling. *Journal of Biomechanics* 15[3]: 141-145
- LANYON LE, HAMPSON WGI, GOODSHIP AE & SHAH JS (1975) Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 46: 256-268
- LANYON LE & RUBIN CT (1984) Static vs dynamic loads as an influence on bone remodeling. *Journal of Biomechanics* 17[12]: 897-905
- LANYON LE & SKERRY TM (2001) Postmenopausal osteoporosis as a failure of bone's adaptation to functional loading: a hypothesis. *Journal of Bone and Mineral Research* 16: 1937-1947
- LARSEN CS (1987) Bioarchaeological interpretations of subsistence economy and behaviour from human skeletal remains. *Advances in Archaeological Method and Theory* 10: 339-445
- LARSEN CS (1997) *Bioarchaeology. Interpreting behavior from the human skeleton*. Cambridge University Press, Cambridge

- LARSEN CS & RUFF CB (1991) Biomechanical adaptation and behavior on the Georgia Coast. In: POWELL ML, BRIDGES PS & WAGNER MAM (Eds.) What mean these bones? Studies in southeastern bioarchaeology. The University of Alabama Press, Tuscaloosa, London: 102-113
- LEDGER M, HOLTZHAUSEN L, CONSTANT D & MORRIS AG (2000) Biomechanical beam analysis of long bones from a late 18th century slave cemetery in Cape Town, South Africa. *American Journal of Physical Anthropology* 112: 207-216
- LI KC, ZERNICKE RF, BARNARD RJ & LI AF (1991) Differential response of rat limb bones to strenuous exercise. *Journal of Applied Physiology* 70[2]: 554-560
- LI L & LIU X (2000) Simulating human walking on special terrain: up and down slopes. *Computers & Graphics* 24: 453-463
- LIEBERMAN DE, POLK JD & DEMES B (2004) Predicting long bone loading from cross-sectional geometry. *American Journal of Physical Anthropology* 123: 156-171
- LOVEJOY CO (1997) Die Evolution des aufrechten Gangs. *Spektrum der Wissenschaft* : 58-66
- LOVEJOY CO, BURSTEIN AH & HEIPLE KG (1976) The biomechanical analysis of bone strength: a method and its application to platycnemia. *American Journal of Physical Anthropology* 44: 489-506
- LOVEJOY CO, MCCOLLUM MA, RENO PL & ROSENMAN BA (2003) Developmental biology and human evolution. *Annual Review of Anthropology* 32: 85-109
- MACHO GA (1991) Anthropological evaluation of left-right differences in the femur of Southern African populations. *Anthropologischer Anzeiger* 3: 207-216
- MAJESKA RJ (2001) Cell biology of bone. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics handbook*. CRC Press, Boca Raton: 2-1-2-15
- MARCHI D, SPARACELLO VS, HOLT B & FORMICOLA V (2006) Biomechanical Approach to the reconstruction of activity patterns in neolithic western Liguria, Italy. *American Journal of Physical Anthropology* 131[4]: 447-455
- MÁRQUEZ MORFÍN L, ESPINOSA POH & ORTIZ AG (2002) La población de palenque en el Clásico Tardío. In: TIESLER BLOS V, COBOS R & ROBERTSON MG (Eds.) *La organización social entre los Mayas. Memoria de la Tercera Mesa Redonda de Palenque II*. Universidad Autónoma de Yucatán, Mexico D.F.: 14-33
- MARTIN R (1957) *Lehrbuch der Anthropologie*. 3.Aufl. Gustav Fischer, Stuttgart
- MARTIN RB (1989) *Structure, function, and adaptation of compact bone*. Raven Press, New York
- MARTIN RB (1993) Aging and strength of bone as a structural material. *Calcified Tissue International* 53 (Suppl 1): S34-S40
- MARTIN RB (2002) Is all cortical bone remodeling initiated by microdamage? *Bone* 30[1]: 8-13

- MARTIN RB (2003a) Fatigue microdamage as an essential element of bone mechanics and biology. *Calcified Tissue Mechanics* 73: 101-107
- MARTIN RB (2003b) Functional adaptation and fragility of the skeleton. In: AGARWAL SC & STOUT SD (Eds.) *Bone loss and osteoporosis. An anthropological perspective*. Kluwer Academic / Plenum Publishers, New York: 121-136
- MARTIN RB & ATKINSON PJ (1977) Age and sex-related changes in the structure and strength of the femoral shaft. *Journal of Biomechanics* 10: 223-231
- MARTIN RB, BURR DB & SHARKEY NA (1998) *Skeletal tissue mechanics*. Springer, New York, Berlin, Heidelberg
- MARTIN RB & ISHIDA J (1989) The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *Journal of Biomechanics* 22[5]: 419-426
- MARTIN RB, LAU ST, MATHEWS PV, GIBSON VA & STOVER SM (1996) Collagen fiber organization is related to mechanical properties and remodeling in equine bone. A comparison of two methods. *Journal of Biomechanics* 29: 1515-1521
- MATSUDA JJ, ZERNICKE RF, VAILAS AC, PEDRINI VA, PEDRINI-MILLE A & MAYNARD JA (1986) Structural and mechanical adaptation of immature bone to strenuous exercise. *Journal of Applied Physiology* 60[6]: 2028-2034
- MAXIMOV AA & BLOOM W (1943) *A textbook of histology*. W.B. Saunders Company, Philadelphia, London
- MCHENRY HM (1992) Body size and proportions in early Hominids. *American Journal of Physical Anthropology* 87: 407-431
- MCKILLOP H (1996) Ancient Maya trading ports and the integration of long-distance and regional economies: Wild Cane Cay in south-central Belize. *Ancient Mesoamerica* 7: 49-61
- MCKILLOP H (2005) Finds in Belize document Late Classic Maya salt making and canoe transport. *PNAS* 102[15]: 5630-5634
- MEADE JB (1989) The adaptation of bone to mechanical stress: experimental and current concepts. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics*. CRC Press, Boca Raton: 211-251
- MEDRANO CHAN LA (2005) *Tratamientos póstumos del cuerpo humano en la tradición funeraria de Xcambó, Yucatán*. Tesis Lic. Mérida, Yucatán
- MENGHIN W (1980) *Kelten, Römer und Germanen*. Prestel-Verlag, München
- MOLLESON T (1989) Seed preparation in the Mesolithic: the osteological evidence. *Antiquity* 63: 356-362
- MOLNAR P (2006) Tracing prehistoric activities: musculoskeletal stress marker analysis of a stone-age population on the island of Gotland in the Baltic Sea. *American Journal of Physical Anthropology* 129: 12-23

- MORRISON JB (1970) The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *Journal of Biomechanics* 3: 51-61
- MOSLEY JR & LANYON LE (1998) Strain rate as a controlling influence on adaptive modeling in response to dynamic loading of the ulna in growing male rats. *Bone* 23[4]: 313-318
- MOSLEY JR, MARCH BM, LYNCH J & LANYON LE (1997) Strain magnitude related changes in whole bone architecture in growing rats. *Bone* 20[3]: 191-198
- MUNDY GR (1995) Bone remodeling and its disorders. Martin Dunitz, London
- NAGURKA ML & HAYES WC (1980) An interactive graphics package for calculating cross-sectional properties of complex shapes. *Journal of Biomechanics* 13: 59-64
- NICOLELLA DP, MORAVITS DE, GALE AM, BONEWALD LF & LANKFORD J (2006) Osteocyte lacunae tissue strain in cortical bone. *Journal of Biomechanics* 39[9]: 1735-1743
- NORDSTROM P, PETTERSON U & LORENTZON R (1998) Type of physical activity, muscle strength, and pubertal stage as determinants of bone mineral density and bone area in adolescent boys. *Journal of Bone and Mineral Research* 13: 1141-1148
- NOTELOVITZ M (2002) Androgen effects on bone and muscle. *Fertility and Sterility* 77: 34-41
- O'CONNOR JA, LANYON LE & MACFIE JH (1982) The influence of strain rate on adaptive bone remodelling. *Journal of Biomechanics* 15[10]: 767-781
- O'NEILL MC & RUFF CB (2004) Estimating human long bone cross-sectional geometric properties: a comparison of non-invasive methods. *Journal of Human Evolution* 47: 221-235
- PARFITT AM (1977) The cellular basis on bone turnover and bone loss. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 127: 236-247
- PARFITT AM (2002) Targeted and nontargeted bone remodeling: relationship to basic multicellular unit origination and progression. *Bone* 30[1]: 5-7
- PARFITT AM, DREZNER MK, GLORIEUX FH, KANIS JH, MALLUCHE H, MEUNIER PJ, OTT SM & RECKER RR (1987) Bone histomorphology: standardization of nomenclature, symbols and units. *Journal of Bone and Mineral Research* 2: 595-610
- PAUWELS F (1965) *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie*. Springer, Berlin
- PEARSON OM (2000) Activity, climate, and postcranial robusticity: implications for modern human origins and scenarios of adaptative change. *Current Anthropology* 41: 569-607
- PEARSON OM & LIEBERMAN DE (2004) The aging of Wolff's Law: Ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Yearbook of Physical Anthropology* 47: 63-99
- PERRY J (1992) *Gait analysis. Normal and pathological function*. SLACK Incorporated, Thorofare
- PFEIFFER S (1980) Age change in external dimensions of adult bone. *American Journal of Physical Anthropology* 52: 529-532

- PLATZER W (1991) Bewegungsapparat. Thieme, Stuttgart, New York
- POIRIER P & CHARPY A (1911) *Traité d' anatomie*. Masson et cie Editeurs, Paris
- POLANYI K, ARENDSBERG C & PEARSON H (1957) Trade and markets in the early empires. Free Press, Glencoe
- PORTIGLIATTI BARBOS M, BIANCO P & ASCENZI A (1983) Distribution of osteonic and interstitial components in the human femoral shaft with reference to structure, calcification and mechanical properties. *Acta Anatomica* 115: 178-186
- PRINZ F (2003) Deutschlands Frühgeschichte. Kelten, Römer, Germanen. Klett-Cotta, Stuttgart
- RAISZ LG (1999) Physiology and pathophysiology of bone remodeling. *Clinical Chemistry* 45[8(B)]: 1353-1358
- RATHJE WL & SABLOFF JA (1973) Ancient Maya commercial systems: a research design for the island of Cozumel, Mexico. *World Archaeology* 5[2]: 221-231
- REDFIELD R & ROJAS AV (1967) Chan Kom. A Maya village. The University of Chicago Press, Chicago, London
- RHODES JA & KNÜSEL CJ (2005) Activity-related skeletal change in medieval humeri: cross-sectional and architectural alterations. *American Journal of Physical Anthropology* 128: 536-546
- RICHMANN EA, ORTNER DJ & SCHULTER-ELLIS FP (1979) Differences in intracortical bone remodeling in three Aboriginal American populations: possible dietary factors. *Calcified Tissue International* 28: 209-214
- ROBB J (1998) The interpretation of skeletal muscle sites: a statistical approach. *International Journal of Osteoarchaeology* 8: 363-377
- ROBLING AG (1998) Histomorphometric assessment of mechanical loading history from human skeletal remains: the relation between micromorphology and macromorphology at the femoral midshaft. Dissertation, Columbia
- ROBLING AG & STOUT SD (1999) Morphology of the drifting osteon. *Cells Tissues Organs* 164: 192-204
- ROBLING AG & STOUT SD (2003) Histomorphology, geometry, and mechanical loading in past populations. In: AGARWAL SC & STOUT SD (Eds.) *Bone loss and osteoporosis: an anthropological perspective*. Kluwer Academic/Plenum Publishers, New York: 189-203
- ROOSEVELT AC (1984) Population, health, and the evolution of subsistence: conclusions from the conference. In: COHEN MN & ARMELAGOS GJ (Eds.) *Paleopathology at the origins of agriculture*. Academic Press, Inc., New York: 559-583
- RÖSING FW (1988) Körperhöhenrekonstruktion aus Skelettmaßen. In: KUßMANN R (Ed.) *Anthropologie. Handbuch der vergleichenden Biologie des Menschen*. Bd. I/1. Fischer, Stuttgart, New York: 586-600

- ROUX W (1895) Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen. Wilhelm Engelmann, Leipzig
- RUBIN CT, GROSS TS, MCLEOD KJ & BAIN SD (1995) Morphologic stages in lamellar bone formation stimulated by a potent mechanical stimulus. *Journal of Bone and Mineral Research* 10: 488-495
- RUBIN CT & LANYON LE (1982) Limb mechanics as a function of speed and gait: a study of functional strains in the radius and tibia of horse and dog. *Journal of Experimental Biology* 101: 187-211
- RUBIN CT & LANYON LE (1997) Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Bone* 20[3]: 191-198
- RUFF CB (1987) Sexual dimorphism in human lower limb bone structure: relationship to subsistence strategy and sexual division of labor. *Journal of Human Evolution* 16: 391-416
- RUFF CB (1992) Biomechanical analyses of archaeological human skeletal samples. In: SAUNDERS SR (Ed.) *Skeletal biology of past peoples: research methods*. Wiley-Liss, New York: 37-58
- RUFF CB (1994a) Biomechanical analysis of northern and southern plains femora: behavioural implications. In: OWSLEY DW & JANTZ RL (Eds.) *Skeletal biology in the Great Plains. Migration, warfare, health and subsistence*. Smithsonian Institution, Washington D.C.: 235-245
- RUFF CB (1994b) Morphological adaptation to climate in modern and fossil hominids. *Yearbook of Physical Anthropology* 37: 65-107
- RUFF CB (2000a) Biomechanical analysis of archaeological human skeletons. In: KATZENBERG MA & SAUNDERS SR (Eds.) *Biological anthropology of the human skeleton*. Wiley-Liss, New York: 71-102
- RUFF CB (2000b) Body size, body shape, and long bone strength in modern humans. *Journal of Human Evolution* 38: 269-290
- RUFF CB & HAYES WC (1983a) Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae - a biomechanical investigation: I. Method and general patterns of variation. *American Journal of Physical Anthropology* 60: 359-381
- RUFF CB & HAYES WC (1983b) Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae - a biomechanical investigation: II. Sex, age and side differences. *American Journal of Physical Anthropology* 60: 383-400
- RUFF CB, HOLT B & TRINKAUS E (2006) Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's Law" and bone functional adaptation. *American Journal of Physical Anthropology* 129[4]: 484-498
- RUFF CB, LARSEN CS & HAYES WC (1984) Structural changes in the femur with the transition to agriculture on the Georgia Coast. *American Journal of Physical Anthropology* 64: 125-136

- RUFF CB, SCOTT WW & LIU A (1991) Articular and diaphyseal remodeling of the proximal femur with changes in body mass in adults. *American Journal of Physical Anthropology* 86: 397-413
- RUFF CB, TRINKAUS E & HOLLIDAY TW (1997) Body mass and encephalization in Pleistocene *Homo*. *Nature* 387: 173-176
- RUFF CB, TRINKAUS E, WALKER A & LARSEN CS (1993) Postcranial robusticity in *Homo*. I. Temporal trends and mechanical interpretation. *American Journal of Physical Anthropology* 91: 21-53
- RUFF CB, WALKER A & TRINKAUS E (1994) Postcranial robusticity in *Homo*. III: ontogeny. *American Journal of Physical Anthropology* 93: 35-54
- SCHAFFLER MB & BURR DB (1988) Stiffness of compact bone: effects of porosity and density. *Journal of Biomechanics* 21: 13-16
- SCHIEBLER TH & PEIPER U (1984) *Histologie.*, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo
- SCHLOMM T (2000) Spuren pathologischer Prozesse an den menschlichen Schädeln aus dem frühmittelalterlichen Reihengräberfeld Barbing-Kreuzhof unter besonderer Berücksichtigung der unspezifischen und tuberkulösen Entzündungen im Bereich der Meningen und der pneumatischen Schädelräume. Dissertation, Göttingen
- SCHMITT D, CHURCHILL SE & HYLANDER WL (2003) Experimental evidence concerning spear use in Neandertals and early modern humans. *Journal of Archaeological Science* 30: 103-114
- SCHULTZ AH (1937) Proportions, variability and asymmetries of the long bones of the limb and the clavicles in man and apes. *Human Biology* 9: 281-328
- SCHULTZ M (1988) Methoden der Licht- und Elektronenmikroskopie. In: KNUßMANN R (Ed.) *Handbuch der vergleichenden Biologie des Menschen* 1, 1. G. Fischer, Stuttgart: 698-730
- SCHULTZ M (1997) Microscopic investigation of excavated skeletal remains: a contribution to paleopathology and forensic medicine. In: HAGLUND WD & SORG MH (Eds.) *Forensic taphonomy*. CRC Press, Boca Raton: 201-222
- SCHULTZ M (2001) Paleopathology of bone: a new approach to the study of ancient diseases. *American Journal of Physical Anthropology* 44: 106-147
- SCHULTZ M & DROMMER R (1983) Möglichkeiten der Präparateherstellung aus dem Gesichtsschädelbereich für die makroskopische und mikroskopische Untersuchung unter Verwendung neuer Kunststofftechniken. In: HOPPE WG (Ed.) *Fortschritte der Kiefer- und Gesichtschirurgie* 28. Experimentelle Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie. Mikrochirurgische Eingriffe. G. Thieme, Stuttgart: 95-97
- SCHÜNKE M (2000) *Topographie und Funktion des Bewegungsapparates*. Thieme, Stuttgart
- SIERRA SOSA TN (1999a) Xcambó. codiciado enclave económico del Clásico Maya. *Arqueología Mexicana* VII[37]: 40-48

- SIERRA SOSA TN (1999b) Xcambó: codiciando puerto del Clasico Maya. I'NAJ 19: 19-27
- SIERRA SOSA TN (2004) La arqueología de Xcambó, Yucatán, centro administrativo salinero y puerto comercial de importancia regional durante el Clásico. Tesis doctoral., México, D.F.
- SIERRA SOSA TN & LIZARRAGA AM (2001) Los entierros de Xcambó y sus implicaciones sociales. I'NAJ 12: 6-12
- SKEDROS JG, HUNT KJ & BLOEBAUM RD (2004) Relationships of loading history and structural material characteristics of bone: development of the mule deer calcaneus. *Journal of Morphology* 259: 281-307
- SKEDROS JG, MASON MW & BLOEBAUM RD (1994) Differences in osteonal micromorphology between tensile and compressive cortices of a bending skeletal system: indications of potential strain-specific differences in bone microstructure. *The Anatomical Record* 239: 405-413
- SKEDROS JG, MASON MW & BLOEBAUM RD (2001) Modeling and remodeling in a developing artiodactyl calcaneus: a model for evaluating Frost's mechanostat hypothesis and its corollaries. *The Anatomical Record* 263: 167-185
- SKEDROS JG, SU SC & BLOEBAUM RD (1997) Biomechanical implications of mineral content and microstructural variations in cortical bone of horse, elk, and sheep calcanei. *The Anatomical Record* 249: 297-316
- SKEDROS JG, SYBROWSKY CL, PARRY TR & BLOEBAUM RD (2003) Regional differences in cortical bone organization and microdamage prevalence in Rocky Mountain mule deer. *The Anatomical Record Part A* 274A: 837-850
- SKERRY TM (2006) One mechanostat or many? Modifications of the site-specific response of bone to mechanical loading by nature and nurture. *Journal of Musculoskeletal and Neurological Interactions* 6[2]: 122-127
- SLEMENDA CW, TURNER CH, PEACOCK M, CHRISTIAN JC, SORBEL J, HUI SL & JOHNSTON CC (1996) The genetics of proximal femur geometry. Distribution of bone mass and bone mineral density. *Osteoporosis International* 6: 178-182
- SPECKER BL (2006) Influence of rapid growth on skeletal adaptation to exercise. *Journal of Musculoskeletal and Neurological Interactions* 6[2]: 147-153
- STEELE J (2000) Skeletal indicators of handedness. In: COX M & MAYS S (Eds.) *Human osteology in archaeology and forensic science*. Greenwich Medical Media Ltd., London: 307-324
- STEELE J & MAYS S (1995) Handedness and directional asymmetry in the long bones of the human upper limb. *International Journal of Osteoarchaeology* 5: 39-49
- STEIN MS, THOMAS CDL, FEIK JD, WARK JD & CLEMENT JG (1998) Bone size and mechanics at the femoral diaphysis across age and sex. *Journal of Biomechanics* 31: 1101-1110
- STIRLAND AJ (1993) Asymmetry and activity-related change in the male humerus. *International Journal of Osteoarchaeology* 3: 105-113

- STOCK JT & PFEIFFER S (2001) Linking structural variability in long bone diaphyses to habitual behaviours: foragers from the Southern African later Stone Age and the Andaman Islands. *American Journal of Physical Anthropology* 115: 337-348
- STOCK JT & PFEIFFER S (2004) Long bone robusticity and subsistence behaviour among later stone age foragers of the forest and fynbos biomes of South Africa. *Journal of Archaeological Science* 31: 999-1013
- STOREY R (1999) Late Classic nutrition and skeletal indicators at Copán, Honduras. In: WHITE CD (Ed.) *Reconstructing ancient Maya diet*. The University of Utah Press, Salt Lake City: 169-179
- STOUT SD (1982) The effects of longterm immobilization on the histomorphology of human cortical bone. *Calcified Tissue International* 34: 337-342
- STOUT SD & TEITELBAUM SL (1976) Histomorphometric determination of formation rates of archaeological bone. *Calcified Tissue Research* 21: 163-169
- SUDA T (1998) Lessons from space experiments SL-J/FMPT/L7: the effect of microgravity on chicken embryogenesis and bone formation. *Bone* 22 (Suppl.): 73S-78S
- SZIVEK JA, JOHNSON EM & MAGEE FP (1992) *In vivo* strain analysis of the greyhound femoral diaphysis. *Journal of Investigative Surgery* 5: 91-108
- TAYLOR D (2000) Scaling effects in the fatigue strength of bones from different animals. *Journal of theoretical Biology* 206: 299-306
- THOMPSON DD (1979) The core technique in the determination of age at death in skeletons. *Journal of Forensic Sciences* 24: 902-915
- TIESLER BLOS V (2001a) La estatura entre los Mayas prehispánicos. Consideraciones bioculturales. *Estudios de Antropología Biológica* X: 257-273
- TIESLER BLOS V (2001b) Patrones ocupacionales y subsistencia en la sociedad Maya de la costa peninsular. Consideraciones bioculturales. *Mayab* 14: 30-41
- TIESLER BLOS V, CUCINA A, SIERRA SOSA TN & MEINDL RS (2004) Ancient Maya population structure and social dynamics. A palaeodemographic approach to the Classic coastal site of Xcambó, Yucatán. *American Journal of Physical Anthropology: Annual Meeting Issue 2004. Supplement* 37: 194-195
- TIESLER BLOS V, TEJEDA VEGA S & SIERRA SOSA TN (2002) Nutrición y condiciones de vida en la costa norte de la península durante el Clásico: Una visión desde Xcambó, Yucatán. *Acts of the XVI Simposio de Investigaciones Arqueológicas en Guatemala 2002*, vol.1, Museo Nacional de Arqueología y Etnología, Ministerio de Cultura y Deportes, Instituto de Antropología e Historia, Asociación Tikal, Guatemala: 863-873
- TITTEL K (1994) *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. 13. Aufl. Urban & Fischer, München, Jena

- TRINKAUS E (1976) The evolution of the hominid femoral diaphysis during the Upper Pleistocene in Europe and the Near East. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie* 67: 291-319
- TRINKAUS E & CHURCHILL SE (1999) Diaphyseal cross-sectional geometry of Near Eastern Middle Palaeolithic humans: the humerus. *Journal of Archaeological Science* 26: 173-184
- TRINKAUS E, CHURCHILL SE & RUFF CB (1994) Postcranial robusticity in *Homo*. II: humeral bilateral asymmetry and bone plasticity. *American Journal of Physical Anthropology* 93: 1-34
- TURNER CH (1999) Toward a mathematical description of bone biology: the principle of cellular accommodation. *Calcified Tissue International* 65: 466-471
- TURNER CH & PAVALKO FM (1998) Mechanotransduction and functional response of the skeleton to physical stress: The mechanisms and mechanics of bone adaptation. *Journal of Orthopaedic Science* 3: 346-355
- TURNER CH, ROBLING AG, DUNCAN RL & BURR DB (2002) Do bone cells behave like a neuronal network? *Calcified Tissue International* 70: 435-442
- UMEMURA Y, ISHIKO T, YAMAUCHI T, KURONO M & MASHIKO S (1997) Five jumps per day increase bone mass and breaking force in rats. *Journal of Bone and Mineral Research* 12[9]: 1480-1485
- VAN DERMEULEN MCH, ASHFORD MW, KIRATLI BJ, BACHRACH LK & CARTER DR (1996) Determinants of femoral geometry and structure during adolescent growth. *Journal of Orthopaedic Research* 14: 22-29
- VANBUSKIRK WC (1989) Elementary stress analysis of the femur and tibia. In: COWIN SC (Ed.) *Bone mechanics*. CRC Press, Boca Raton: 43-51
- VERBORGT O, GIBSON GJ & SCHAFFLER MB (2000) Loss of osteocyte integrity in association with microdamage and bone remodeling after fatigue in vivo. *Journal of Bone and Mineral Research* 15[1]: 60-67
- VINCENTELLI R & GRIGOROV M (1985) The effects of haversian remodeling on the tensile properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics* 18: 201-207
- VOLKMAN SK, GALECKI AT, BURKE DT, PACZAS MR, MOALLI MR, MILLER RA & GOLDSTEIN SA (2003) Quantitative trait loci for femoral size and shape in a genetically heterogeneous mouse population. *Journal of Bone and Mineral Research* 18: 1497-1505
- VON DEN DRIESCH A & BOESSNECK J (1988) Haustierhaltung, Jagd und Fischfang. In: DANNHEIMER H & DOPSCH H (Eds.) *Die Bajuwaren. Freistaat Bayern, vertreten durch die Prähistorische Staatssammlung München, und das Land Salzburg, vertreten durch das Amt der Salzburger Landesregierung, Korneuburg*: 198-207
- WEIDENREICH F (1930) Das Knochengewebe. In: VON MÖLLENDORFF W (Ed.) *Handbuch der mikroskopischen Anatomie des Menschen. Zweiter Teil. Stützgewebe, Knochengewebe, Skeletsystem*. Springer, Berlin: 391-508

- WEISS E (2003) Effects of rowing on humeral strength. *American Journal of Physical Anthropology* 121: 293-302
- WESCOTT DJ (2006) Effects of mobility on femur midshaft external shape and robusticity. *American Journal of Physical Anthropology* 130[2]: 201-213
- WILCZAK CA (1998) Consideration of sexual dimorphism, age, and asymmetry in quantitative measurements of muscle insertion sites. *International Journal of Osteoarchaeology* 8: 311-325
- WILHELMY H (1989) *Welt und Umwelt der Maya*. Piper, München, Zürich
- WISCHMANN B (1980) *Leibesübungen und Sport der Germanen.*, Schors-Verlag
- WOLFF J (1892) *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald, Berlin
- WOO SL, KUEI SC, AMIEL D, GOMEZ MA, HAYES WC, WHITE FC & AKESON WH (1981) The effect of prolonged physical training on the properties of long bone: a study of Wolff's law. *Journal of Bone and Joint Surgery* 63[5]: 780-787
- ZIOUPOS P, SMITH CW & AN YH (2000) Factors affecting mechanical properties on bone. In: AN YH & DRAUGHN RA (Eds.) *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC Press, Boca Raton: 65-86

DANK

Viele Personen haben größere und kleinere Beiträge zur Realisierung dieser Arbeit beigetragen. Diesen möchte ich an dieser Stelle sehr herzlich danken.

Zunächst gilt mein besonderer Dank Herrn Prof. Dr. Dr. Michael Schultz von der Arbeitsgruppe Paläopathologie am Institut für Anatomie und Embryologie der Georg-August-Universität Göttingen für die Aufnahme in seine Arbeitsgruppe und die intensive Betreuung und die sehr lehrreichen Jahre. Herrn Prof. Dr. Horst Kierdorf vom Institut für Biologie und Chemie der Universität Hildesheim danke ich ebenso herzlich für die Annahme und Betreuung meiner Arbeit.

Ein sehr herzlicher Dank gilt auch Frau Dr. Vera Tiesler von der Universidad Autonoma de Yucatan, die meinen Weg bereits während meiner Magisterarbeit begleitet hat und mir zur Promotion erneut die Chance und das Vertrauen gab, die Xcambóer Skelete zu bearbeiten.

Weiterhin danken möchte ich Araceli Hurtado Cen, die mir während meines Aufenthalts in Mérida stets beiseite stand und dafür sorgte, dass im osteologischen Labor der Facultad de Ciencias Antropológica der Universidad Autonoma de Yucatán zur Ausführung meines Projekts nichts fehlte. Ganz besonders möchte ich mich auch bei den Studentinnen und Studenten des servicio social bedanken, die mir tatkräftig beiseite standen. Herzlicher Dank gilt ebenso Herrn Dr. Andrea Cucina, von der Facultad de Ciencias Antropológica der Universidad Autonoma de Yucatán sowie allen anderen Mitgliedern der dortigen Arbeitsgruppe, die mir immer hilfreich beiseite standen und den Aufenthalt in Mexiko zu einem besonderen Erlebnis machten.

Bei Herrn Michael Brandt und Frau Ingrid Hettwer-Steeger des Instituts für Anatomie und Embryologie bedanke ich mich dafür, dass sie mir die Technik zur Anfertigung histologischer Dünnschliffe beigebracht haben.

Auch bedanken möchte ich mich bei Dr. Christopher Ruff und Dr. Valerie Deleon von der Johns-Hopkins-University in Baltimore für die Hilfe bei der Anwendung des Computerprogramms Scion Image und die Bereitstellung neu entwickelter Makros.

Mein ganz besonderer Dank gilt außerdem Herrn Wolfgang Gebel von der neuroradiologischen Abteilung der Universitätsklinik Göttingen für die CT-Aufnahmen der Barbinger Skelete.

Bei allen Mitgliedern der Arbeitsgruppe Paläopathologie der Universität Göttingen möchte ich mich für eine schöne und lehrreiche Zeit bedanken und wünsche ihnen allen alles Gute auf ihrem weiteren Weg. Bei meinen Freunden Lenka, Karo, Katrin und Julia bedanke ich mich für das Korrekturlesen der Arbeit.

Ich danke der Peter Fuld Stiftung für die finanzielle Unterstützung der Promotion in Form eines Stipendiums.

Meinem Freund Corey danke ich für viele bereichernde Diskussionsstunden und eine konsequente moralische Unterstützung. Ganz besonders am Herzen liegt mir außerdem der Dank an meine Familie, ohne deren Unterstützung diese Promotion nicht realisierbar gewesen wäre. Ich widme diese Arbeit meinen lieben Eltern.